Aus der Chirurgischen Abteilung
(Leiter: Professor Dr. med. H. Mathis)
der Poliklinik und Klinik für Zahn-, Mund- und
Kieferkrankheiten der Freien Universität Berlin
(Direktor: Professor Dr. med., Dr. med. dent. Ewald Harndt)

Panorama-Röntgenmethoden in der Zahnheilkunde

INAUGURAL-DISSERTATION
zur
Erlangung der zahnmedizinischen Doktorwürde
an der
Medizinischen Fakultät der Freien Universität Berlin

vorgelegt von
Peter Degener
aus Waldenburg/Schlesien
1962

Aus der Chirurgischen Abteilung
(Leiter: Professor Dr. med. H. Mathis)
der Poliklinik und Klinik für Zahn-, Mund- und
Kieferkrankheiten der Freien Universität Berlin
(Direktor: Professor Dr. med., Dr. med. dent. Ewald Harndt)

PANORAMA-RÖNTGENMETHODEN IN DER ZAHNHEILKUNDE

INAUGURAL - DISSERTATION

zur

Erlangung der zahnmedizinischen Doktorwürde

an der

Medizinischen Fakultät der Freien Universität Berlin

vorgelegt von

Peter Degener

aus Waldenburg/Schlesien

1962

Dekan: Professor Dr. med., Dr. med. dent. Ewald Harndt

Referent: Priv. Doz. Dr. med. dent. Werner Hielscher

Korreferent: Professor Dr. med. Hermann Mathis

R. UNIV.
BIBLIOTHEEK
LEIDEN

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät der
Freien Universität Berlin

Promoviert am: 10. 5. 1962

INHALT

EINLEITUNG

ALLGEMEINER TEIL

A. Beschreibung der Methode
   1. Das Prinzip der Methode
   2. Die Dicke der Bildschicht
   3. Die Wirkung der Divergenz auf die Filmlage
   4. Erweiterung der Bildschicht mit zwei Filmen

B. Beschreibung der Apparate
   1. Der Pantomograph
   2. Das Panorex-Gerät
   3. Der Rotagraph
   4. Der Orthopantomograph

C. Das Panoramaverfahren nach Ott (Panoramix)

TEIL II

A. Die Unschärfe einer intraoralen Aufnahme
   1. Geometrische Unschärfe
   2. Bewegungsunschärfe

B. Die Unschärfe eines Pantomogramms
   1. Bewegungsunschärfe
      a) Die Abhängigkeit der Bewegungsunschärfe von der Lage der Objektpunkte in bezug auf die Bildfläche
      b) Die Abhängigkeit der Schichtdicke von der tolerierten Bewegungsunschärfe
      c) Schlußfolgerungen für die Darstellung der Kiefer
   2. Die geometrische Unschärfe des Pantomogramms
      a) Brennfleckgrößen
      b) Abstandsverhältnisse

C. Der Kontrast der intraoralen Aufnahmen und der Pantomogramme

D. Zur Darstellung der Kiefer als Ganzes

E. Die Lage der Zähne in bezug auf den Film

F. Zur Fragestellung: limbale oder apikale Projektion ?

G. Lokalisationsmethoden in der Pantomographie

H. Die Kiefergelenke im Pantomogramm

I. Frakturen im Pantomogramm

J. Vorteile der pantomographischen Methode

1. Geringe Strahlenbelastung
2. Anwendung zur Übersichtsgewinnung
   a) in der Kieferchirurgie
   b) in der Kieferorthopädie

TEIL III

Das Panoramaverfahren mittels einer in der Mundhöhle gelegenen Strahlenquelle

1. Die geometrische Unschärfe
2. Die Objektvergrößerung
3. Projektionen in der Horizontalebene
4. Zur Lage der Zähne in bezug auf den Film

Praktische Erfahrungen mit dem Panoramix-Gerät

DISKUSSION

ZUSAMMENFASSUNG

LITERATURÜBERSICHT

EINLEITUNG:

Nach der Entwicklung der tomographischen Methoden für die Röntgendiagnostik lag es auch nahe, die röntgenologischen Darstellungsmöglichkeiten des Gesichtsschädels zu untersuchen. Wie allgemein bekannt ist, lassen sich aber nur ebene Schichten, die in beliebiger Tiefe liegen können, darstellen. Die Schichten, die im Gesichtsschädel hauptsächlich röntgendiagnostisch interessieren, sind jedoch gekrümmt.

Paatero hat als erster eine tomographische Methode zur Darstellung gekrümmter Schichten angegeben und sie "Pantomographie" (Panorama-Tomographie) (24) genannt. Die nach dieser Methode gemachten Röntgenbilder zeigen die Kiefer als Ganzes ausgebreitet in einer Ebene. Diese Methode mit ihren Modifikationen sowie die für ihre Anwendung konstruierten Röntgenapparate sollen im folgenden beschrieben werden.

Ferner wird die pantomographische Methode den bisher üblichen intraoralen und extraoralen Röntgenmethoden gegenübergestellt. Ihre Vor- und Nachteile diesen gegenüber - besonders im Hinblick auf die Projektionslehre - sollen erörtert werden.

Außerdem soll die Panorama-Methode nach Ott (22) dargestellt und erörtert werden.

ALLGEMEINER TEIL

A. Beschreibung der Methode

1. Das Prinzip der Methode

Bei der Methode der Tomographie bewegt sich die Röntgenröhre (der Fokus) parallel zur Objektebene, wobei der Zentralstrahl immer auf ihre Mitte gerichtet bleibt. Der Drehpunkt des Zentralstrahles liegt in der Schicht, die abgebildet werden soll. Hinter dem Objekt bewegt sich die Filmkassette auf einer zur Schicht parallelen Bahn so schnell vorwärts, daß der Zentralstrahl immer auf denselben Punkt des Filmes fällt. Durch die Bewegung während der Exposition werden nun alle Punkte, die vor oder hinter der Schicht liegen, verwischt abgezeichnet. Die Objektpunkte der darzustellenden Schicht werden durch die Mitbewegung des Filmes immer an die gleiche Stelle projiziert, so daß auf dem Film eine scharfe Abbildung dieser Schicht zustande kommt.

Voraussetzung dieser Methode ist mithin, daß bestimmte Punkte einer Schicht während einer Richtungsänderung (allgemeiner: Bewegung) der Röntgenstrahlen durch eine Gegenbewegung des Filmes auf diesem immer an dieselbe Stelle projiziert werden.

Nach Paatere (23) ergibt sich dasselbe Resultat, wenn zwei Schichten mit der gleichen linearen Geschwindigkeit durch einen Röntgenstrahl laufen, wobei eine Schicht irgendwo im Objekt liegt, während die andere durch den Film dargestellt wird. Das soll durch die Zeichnung in Abb. 1 verdeutlicht werden: Die Röntgenröhre steht still. Vor dem Fokus befindet sich eine Tubusblende mit einem schmalen vertikalen Schlitz. Der austretende Strahl ist also kein Kegel, sondern ein hohes schmales Bündel. Durch diesen Strahl bewegen sich Objekt und Film mit der gleichen Geschwindigkeit. Punkt für Punkt (oder besser Linie für Linie) wird das Objekt auf den Film projiziert. Es zeichnet sich

scharf ab, weil sich das Objekt und der Film auf einander bezogen in Ruhe befinden.

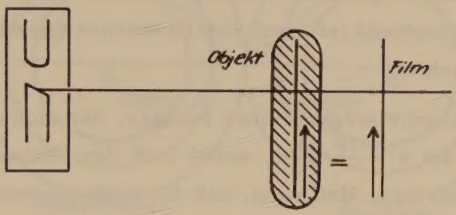

Abb. 1: Das Objekt und der Film bewegen sich mit der gleichen Geschwindigkeit durch das schmale Röntgenstrahlenbündel.

Das Objekt wird aber hier noch in seiner ganzen Ausdehnung projiziert, wie bei einer gewöhnlichen Röntgenaufnahme. Es interessiert aber nur eine Schicht daraus. Also müssen die Schichten davor und dahinter wie bei der oben erwähnten Tomographie verwischt werden. Sie müssen sich schneller und langsamer als die gesuchte Schicht bewegen. Das wird ermöglicht durch eine Drehbewegung des Objektes, bei der die Drehachse außerhalb der gesuchten Schicht liegt (Abb. 2).

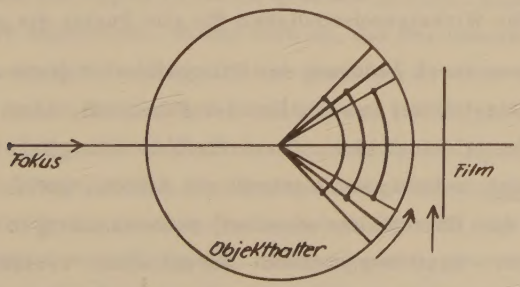

Abb. 2: Bei einer Drehbewegung des Objektes hat nur eine konzentrische Schicht des Objektes (z. B. die mittlere) die gleiche Geschwindigkeit wie der Film

Auf einer Scheibe (dem Objekthalter), die sich gleichförmig dreht, ist das Objekt befestigt. Auf der einen Seite der Scheibe befindet sich die Röntgenröhre, auf der anderen Seite der Film, der sich tangential am Objekthalter in der gleichen Richtung vorbeibewegt. Das hohe schmale Röntgenstrahlenbündel ist durch die Drehachse des Objekthalters auf den Film gerichtet.

Die Umfangsgeschwindigkeit eines Punktes, der sich auf einer Kreisbahn bewegt, ist $v = \frac{2r \cdot \pi}{T}$, wobei $2r\pi$ den Umlaufweg und T die Umlaufzeit bedeuten. Man sieht, daß die Umfangsgeschwindigkeit mit dem Radius r wächst. Daraus folgt: Achsenferne Schichten bewegen sich schneller durch das schmale Röntgenstrahlenbündel als achsennahe. Bewegen wir nun den Film mit einer Geschwindigkeit, die gleich der Bahn- oder Umfangsgeschwindigkeit einer beliebigen mittleren Schicht ist, so laufen alle Punkte, die in achsennäheren Schichten liegen, langsamer als der Film, alle Punkte, die in Schichten weiter außerhalb liegen, schneller als der Film. Diese Punkte werden nur verwischt aufgezeichnet. Alle Punkte aber, die in der gesuchten Schicht liegen, bewegen sich ebenso schnell wie der Film, sie stehen also in bezug auf den Film still und werden deshalb scharf auf den Film abgebildet.

Dabei ist zu beachten, daß sich das Objekt gleichförmig dreht und daß natürlich die Winkelgeschwindigkeit für alle Punkte die gleiche ist.

Man kann nun durch Änderung der Filmgeschwindigkeit verschiedene Schichten darstellen: Je schneller der Film läuft, desto weiter außen liegt die abgebildete Schicht. Diese Methode ermöglicht es also, jede kreisförmige, beliebig stark gekrümmte Schicht, sofern man sie konzentrisch auf dem Objekthalter anordnet, panoramaartig in einer ebenen Röntgenaufnahme - pantomographisch - darzustellen. Verläßt die Schicht den konzentrischen Kreis, so muß die Geschwindigkeit des geraden Filmes geändert werden.

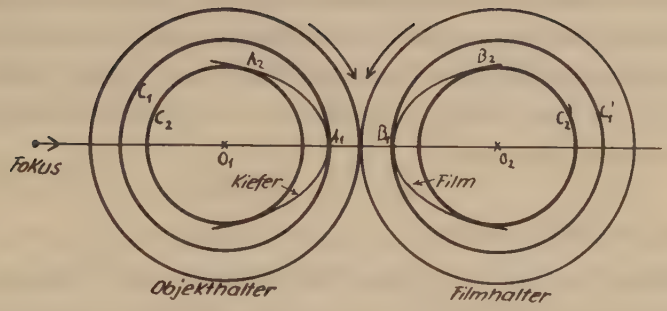

Abb. 3: Objekthalter und Filmhalter drehen sich mit der gleichen Winkelgeschwindigkeit und im entgegengesetzten Sinne. Die darzustellende Schicht (die Kiefer) und der Film sind symmetrisch zueinander angeordnet. A_1 und A_2 sind Objektpunkte, B_1 und B_2 die ihnen entsprechenden Punkte auf dem Film.

Es gibt noch eine Möglichkeit (27), Film und Objekt so zu einander anzuordnen, daß Film und Schicht beim Durchgang durch den schmalen Röntgenstrahl die gleiche lineare Geschwindigkeit haben (Abb. 3). Auf zwei Scheiben, die sich gegensinnig mit der gleichen Umdrehungszahl drehen, sind Film und Objekt (d. h. die gesuchte Schicht) genau symmetrisch zueinander angeordnet. Nimmt man an, daß der Unterkiefer hyperbolisch sei, so wird der Film in einer flexiblen Kassette auch hyperbolisch gebogen und in der gleichen Lage, die der Unterkiefer auf dem Objekthalter hat, auf dem Filmhalter befestigt. Die Punkte A_1 und B_1 passieren zugleich den Röntgenstrahl. Sie liegen auf den konzentrischen Kreisen C_1 und C_1', die beide den gleichen Radius haben. Da sich Objekthalber und Filmhalter gleich schnell drehen, haben A_1 und B_1 dieselbe Bahngeschwindigkeit, also die gleiche lineare Geschwindigkeit beim Durchgang durch den schmalen Röntgenstrahl. A_1 wird scharf auf B_1 projiziert.

Für A_2 und B_2 gilt das Gleiche. A_2 liegt nun auf einem kleineren konzentrischen Kreis C_2. B_2 hat sich dem Drehzentrum aber auch genähert

und liegt auf einem Kreis mit gleichem Radius (C_2'). Die Bahngeschwindigkeit der Punkte hat sich gegenüber allen anderen Punkten geändert, aufeinander bezogen jedoch haben beide Punkte wieder die gleiche lineare Geschwindigkeit beim Durchgang durch den Röntgenstrahl. So ist es mit dieser Methode möglich, jede beliebig gekrümmte Schicht auf einen Film scharf darzustellen.

2. Die Dicke der Bildschicht

Wenn bisher von einer Schicht des Objektes gesprochen wurde, so muß man sich darüber klar sein, daß sich streng genommen immer nur eine mathematische Fläche scharf abzeichnet (= Bildfläche). Praktisch aber zeichnen sich Punkte, die unmittelbar vor und hinter dieser Fläche liegen, wegen einer hier noch zu geringen Differenz der Geschwindigkeiten auch so deutlich ab, daß tatsächlich eine dünne Schicht dargestellt wird und nicht eine mathematische Fläche. Deshalb soll im folgenden der Ausdruck "Schicht" beibehalten werden.

Die Dicke der Schicht hängt ab: (27)

1) vom Radius; Die Bahngeschwindigkeiten verhalten sich wie ihre Radien: $v_1 : v_2 = r_1 : r_2$ (= 5 : 6) oder (= 1 : 2).
Bei großen Radien ist die Differenz der Bahngeschwindigkeiten benachbarter Schichten klein (z. B. $\frac{5}{6}$), sie werden daher noch scharf aufgezeichnet. In der Nähe des Drehzentrums ist die Differenz der Geschwindigkeiten dieser Schichten gegeneinander, die denselben Abstand haben wie eben, vergleichsweise größer (z. B. $\frac{1}{2}$). Daher kann hier nur eine Schicht von geringerer Dicke scharf abgebildet werden. Je größer der Radius, desto größer die Dicke der scharf abgebildeten Schicht.

2) von der Divergenz der Strahlen; bei kleiner Divergenz durchlaufen die Schichten nur eine ganz schmale Strahlungszone. Auf diesem kurzen Wege wirkt sich die Differenz der Geschwindigkeiten eng benachbarter Schichten gering aus, so daß sie noch keine Unschärfen verursachen. Die scharf dargestellte Schicht ist also relativ dick.

Bei großen Divergenzen durchlaufen die Schichten eine breite Strahlungszone, so daß sich entlang dieses Weges schon sehr kleine Differenzen der Geschwindigkeiten als Unschärfen bemerkbar machen. Je größer die Divergenz desto kleiner die Dicke der Schicht, die scharf abgebildet wird.

3. Die Wirkung der Divergenz auf die Filmlage

In den bisherigen Erörterungen wurde klargemacht, daß Schicht und Film immer die gleiche lineare Geschwindigkeit beim Durchgang durch den schmalen Röntgenstrahl haben sollen. Das erfordert eine Korrektur, nämlich die sogenannte Divergenzberichtigung. Wegen der Divergenz der Röntgenstrahlen wird ja das Objekt immer vergrößert auf dem Film abgebildet. Ein Pantomogramm ist horizontal breiter als die dargestellte, in die Ebene ausgebreitete Schicht selbst. Dieser Vergrößerungsfaktor muß berücksichtigt werden: Der Film muß schneller laufen als die Schicht, d.h. seine Bahngeschwindigkeit muß um den Vergrößerungsfaktor erhöht werden. Bei der Verwendung des gekrümmten Filmes auf dem runden Filmhalter erreicht man das dadurch, daß der Film etwas weiter von seiner Drehachse aufgestellt wird, als die ihm entsprechende Schicht. Paatero (27) gibt an, wie die Divergenzberichtigung zeichnerisch bestimmt werden kann (Abb. 4).

In der Abbildung ist die Divergenz viel größer eingezeichnet, als sie in der Pantomographie üblich ist. Wenn man die richtige Lage des Filmes in bezug auf die Bildschicht (S) des Objektes bestimmen will, so muß man eine Gerade durch den Drehpunkt 0_1 und den Schnittpunkt a des äußeren Strahles R mit der Bildschicht (S) legen. Diese Gerade schneidet die Tangente T im Punkte b. Nun legt man eine Gerade durch b und 0_2, die den Strahl R in c schneidet. Die Strecke 0_2 C gibt den richtigen Filmabstand an (der gestrichelte Kreis F_d). Wenn man mit parallelen Strahlen arbeiten könnte, würde der Film auf dem Kreis F, der so groß ist wie der Kreis S liegen.

Um unnötige Rechnungen bei der Befestigung des Filmes auf dem Filmhalter zu vermeiden, sind bei den Pantomographen "korrigierte" Kreise, die also die Divergenzberichtigung schon berücksichtigen, auf dem Filmhalter eingezeichnet.

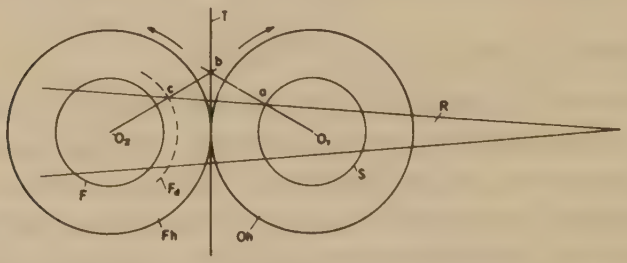

Abb. 4: (aus Paatero 27) Bestimmung der Divergenzberichtigung mittels geometrischer Konstruktionen (Erläuterung im Text) Oh = Objekthalter, Fh = Filmhalter

4. Erweiterung der Bildschicht mit zwei Filmen

Wenn zwei Filme eng benachbart aufgestellt werden, so daß sich die Schärfenbereiche auf beiden Bildern berühren oder überschneiden, dann erhält man bei stereoskopischer Betrachtung beider Bilder einen deutlichen Eindruck von der Bildschicht. Der äußere Film bildet eine klein wenig weiter außen liegende Schicht ab als der innere. Die Entfernung beider Filme voneinander soll etwa 4 - 5 mm sein. Bei stereoskopischer Betrachtung sieht ein Auge eine tiefere Schicht als das andere. Die Bilder mischen sich so, daß ein plastisches Panorama der Schicht entsteht. Auch bei einzelner Betrachtung sind die Unterschiede zu sehen.

Der Gebrauch von zwei Filmen ist schematisch in Abb. 5 gezeichnet. F_1 ist der äußere, F_2 der innere Film. Sie befinden sich entweder in einer oder in zwei Kassetten. Eine Filzschicht hält sie in der richtigen Entfernung voneinander. Die Krümmung der Filme entspricht der Kieferform. Der Objekthalter treibt den Filmhalter mittels Reibung an.

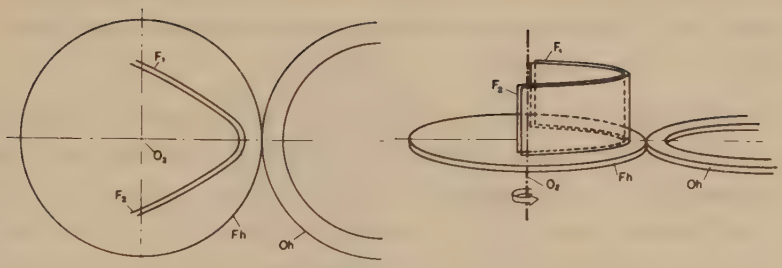

Abb. 5: (aus Paatero 27) Erweiterung der Bildschicht mit Hilfe von zwei eng benachbart aufgestellten Filmen (F_1 und F_2) Fh = Filmhalter, Oh = Objekthalter

B. Beschreibung der Apparate

1. Der Pantomograph

Bei der Konstruktion der pantomographischen Apparate wurden verschiedene Wege beschritten. Paatero (27) führte zunächst seinen Pantomographen so aus, wie oben bei der grundsätzlichen Beschreibung der Methode gezeigt wurde. Eine feststehende Röntgenröhre sendet durch eine Tubusblende in Form eines vertikalen Schlitzes ein hohes schmales Röntgenstrahlenbündel aus, das zunächst das Objekt und dann den Film passiert. Der Patient sitzt auf einem Drehstuhl, und sein Kopf - das Objekt - wird entweder durch eine Kopfstütze gehalten, oder - in kephalometrischer Beziehung genauer - durch zwei Ohrstöpsel und eine Kinnstütze festgelegt.

Die Verlängerung der vertikalen Drehachse des Stuhles verläuft durch die Medianebene des Schädels etwa 1 cm dorsal der Verbindungslinie beider Ohrstöpsel Abb. 6, Lage 1 und Abb. 7.

Der Kopf wird ferner so geneigt, daß die Frankfurter Horizontale oder - zur besseren Darstellung der Zähne - die Okklusionsebene in der horizontalen Drehebene liegt. Der Fokus soll in Höhe dieser Ebenen liegen und der Zentralstrahl soll waagerecht geführt werden. Zur besseren Dar-

stellung der Zähne kann der Zentralstrahl 10 - 15° von kaudal geführt werden (18). Dadurch wird vermieden, daß sich das Gaumengewölbe in die oberen Apices projiziert.

Der Objekthalter wird von einem Metallring von 14 cm Radius begrenzt, der nach vorn geöffnet wird, damit der Patient den Stuhl besteigen kann. Die Drehachse des Objekthalters kann auch in andere Stellen des Schädels verlegt werden, wenn man den Kephalostaten verstellt. Zur besseren Darstellung der Zähne empfiehlt Paatero die Drehachse in den Schnittpunkt der Verbindungslinie 7-7 mit der Medianebene zu legen (Abb. 6, Lage 2/ Abb. 8).

Abb. 6:

Verschiedene Lagen des Objektes (hier des Unterkiefers) auf dem Objekthalter. 1 und 2: konzentrische Lagen, 3: exzentrische Lage.

Zur angenähert orthoradialen Darstellung der Zähne soll die Drehachse für jede Kieferhälfte in die Gegend des Tuber maxillare der Gegenseite gelegt werden. Das erfordert allerdings zwei Einstellungen und man erhält zwei Bildhälften (Abb. 6, Lage 3/ Abb. 9).

Abb. 7 bis 9: Verschiedene Lagen der Drehzentren und die sich dabei ergebenden Strahlenführungen.

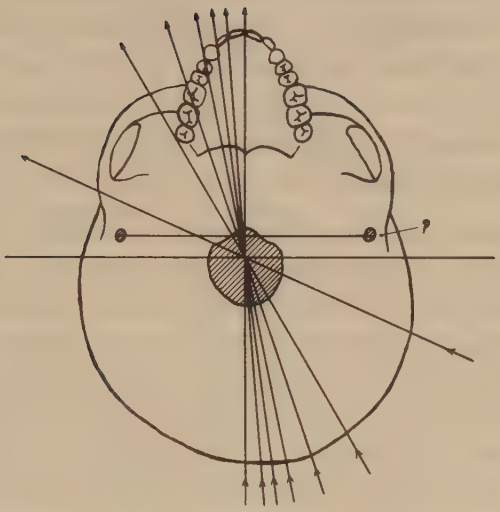

Abb. 7: Der Drehpunkt liegt in der Medianebene 1 cm dorsal der Verbindungslinie der äußeren Gehörgänge (P = porus acusticus externus)

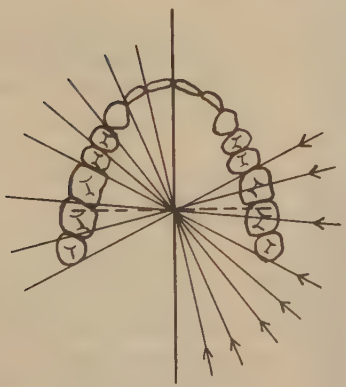

Abb. 8: Der Drehpunkt liegt im Schnittpunkt der Verbindungslinie 7/7 mit der Medianebene

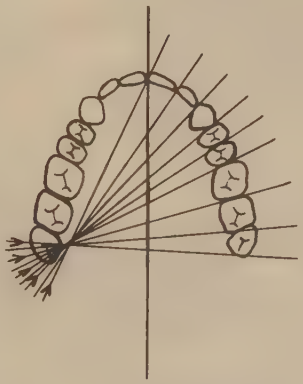

Abb. 9: Der Drehpunkt liegt im Bereich des Tuber maxillare der Gegenseite

Der Filmhalter kann auf zwei verschiedene Weisen konstruiert sein. Wenn man das Verfahren mit dem geraden Film anwendet, wird der Film in einer geraden Kassette, auf deren Rückseite eine Zahnstange angebracht ist, durch ein Zahnrad auf einer geraden Bahn am Objekt vorbeibewegt. Seine Geschwindigkeit ist durch die Größe des Zahnrades, das zugleich mit dem Drehstuhl angetrieben wird, so gewählt, daß sie der Geschwindigkeit des Objektes, also des Kieferbogens entspricht.

Wenn das Verfahren mit dem gebogenen Film angewendet wird, das ja auch eine Darstellung nicht kreisbogenförmiger Schichten erlaubt, so ist der Filmhalter eine kreisrunde Platte von 14 cm Radius, auf der der Film mit einem Gummiband auf einer Kieferschablone befestigt, in genau derselben Lage, die die Kiefer haben, angeordnet ist, so daß Filmhalter und Objekthalter eine symmetrische Anordnung darstellen. Statt der üblichen Metallkassetten muß man hier flexible Plastikkassetten verwenden. Abb. 10 zeigt den Filmhalter mit den korrigierten Kreisen, Abb. 11 zeigt die auf der Kieferschablone befestigte Plastikkassette.

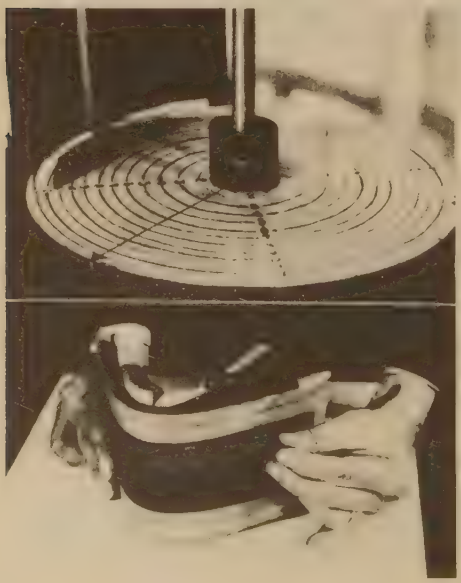

Abb. 10:

Der Filmhalter mit den "korrigierten Kreisen"

Abb. 11:

Die Kieferschablone aus Holz mit Bleiblech beschlagen. Der Film in der Plastikkassette wird mit einem Gummiband darauf befestigt.

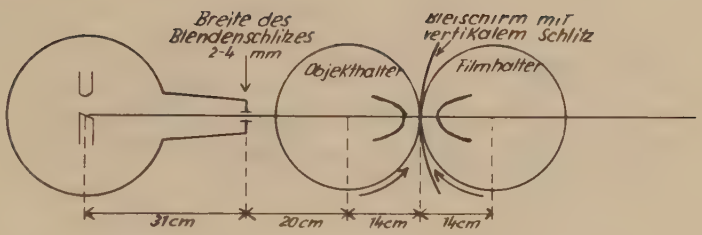

Abb. 12: Grundriß des Pantomographen mit den von Paatero (27) angegebenen Abmessungen

Der Filmhalter kann nun entweder durch Reibung vom Ring des Objekthalters angetrieben werden, oder durch eine Anordnung von Zahnrädern vom Motor im Fuße des Drehstuhles. In beiden Fällen haben Objekthalter und Filmhalter die gleiche Winkelgeschwindigkeit.

Zum Schutz gegen Streustrahlung wird ein feststehender Bleischirm mit einem vertikalen Schlitz, der dem senkrechten Röntgenstrahlenbündel entspricht, zwischen Objekt und Film angebracht.

Alle anderen Apparate sind nur Abwandlungen und Vervollkommungen dieser Konstruktion.

2. Das Panorex-Gerät

Hudson, Kumpula und Dickson (16), Schüler von Paatero, konstruierten das "Panorex-Gerät", das von der X-Ray MFG Corp. of America, einer Tochtergesellschaft der SSWhite Dental Manufactoring Co. hergestellt wird. Bei diesem Gerät sitzt der Patient still, während Röhre und Filmhalter eine Drehbewegung um ihn ausführen. Der Filmhalter ist gerade, in ihm läuft ein gerader Film in einer üblichen Kassette an einem senkrechten Schlitz vorbei und wird so nach und nach belichtet. Wenn sich der ganze Filmhalter mit der Röhre gegen den Uhrzeiger dreht, läuft der Film in der Kassette mit dem Uhrzeiger, wie die Pfeile in der Abb. 13 zeigen.

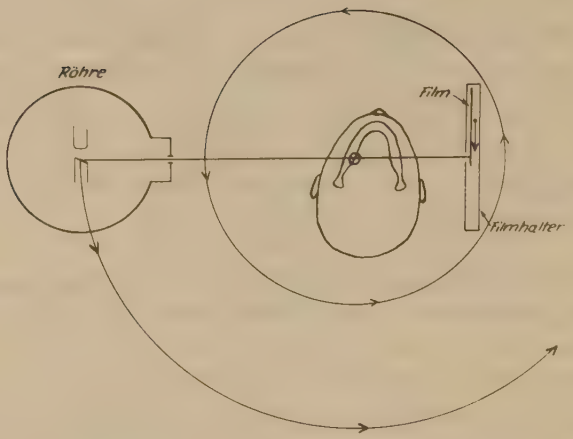

Abb. 13: Grundriß des Panorex-Gerätes (schematisch)
Die Pfeile geben die Bewegungsrichtung des Filmhalters und der Röhre bzw. des Filmes an

Wenn man sich in Abb. 13 vorstellt, daß Röhre und Filmhalter stillstehen, während das Objekt die entsprechende Bewegung macht, hat man wieder die anfangs von Paatero angegebene Vorrichtung vor Augen. Eine Besonderheit dieser Konstruktion ist, daß sich die Drehachse während der Exposition ändert. Bei der Aufnahme der einen Kieferhälfte liegt sie im Bereich des Tuber maxillare der Gegenseite, um beim Durchgang des Strahlenbündels durch die Kiefermitte auf die andere Seite zu gelangen. So erreicht man, daß der Schatten der Wirbelsäule nicht in die frontalen Partien der Kiefer projiziert wird. Das Panoramabild zeigt dann zwei Kieferhälften, die in der Mitte durch eine verwischte Zone, die der Verschiebung des Stuhles entspricht, getrennt sind. Die Lage des Drehpunktes für jede Kieferhälfte beim Tuber maxillare der Gegenseite ermöglicht eine Projektion, die der orthoradialen schon sehr nahe kommt.

Hudson und Kumpula geben an, daß die gesamte Aufnahme beider Kieferhälften mit den Kiefergelenken in 32 Sekunden gemacht sei. Der Röhren-

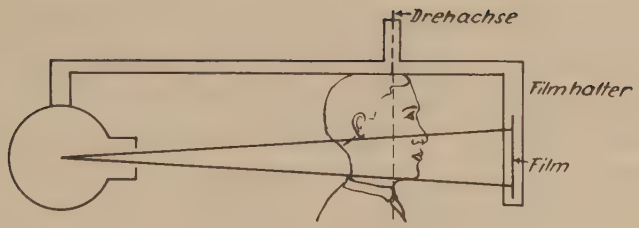

Abb. 14: Schema des Panorex-Gerätes von der Seite

strom beträgt 10 mA bei 60 kV. Die höchste Hautdosis haben sie in der Region der Halslymphknoten mit 0,8 r gemessen. Dagegen trifft die höchste Strahlendosis bei der üblichen Röntgenographie auf die Haut der Wange und die Gegend der Schilddrüse auf und beträgt 23 bis 27 r (Gesamtexpositionszeit bei intraoralem Status 40,5 sec) (17).

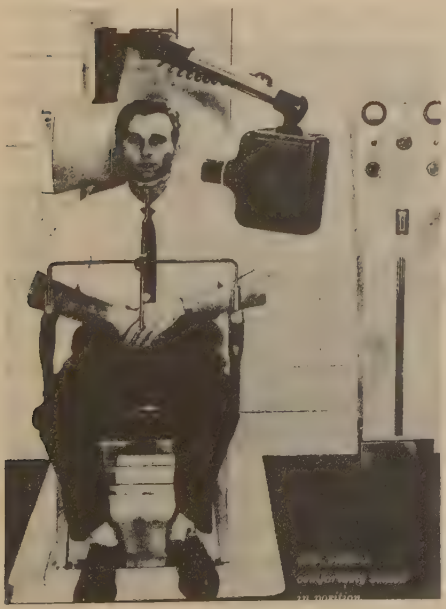

Abb. 15:
Das Panorex-Gerät

3. Der Rotagraph

Der Rotagraph (1) der Firma Watson ist ähnlich wie der Pantomograph von Paatero konstruiert. Die Röhre ist fest, der Patient sitzt auf einem Drehstuhl. In einer Rahmenkonstruktion, mit dem Drehstuhl durch Zahnräder verbunden, ist über dem Patienten ein Kephalostat angebracht, der seinen Kopf mit Ohrstöpseln, Kopf und Kinnstütze fixiert. Dahinter ist der drehbare Filmhalter angebracht, auf dem der Film in einer flexiblen Kassette, in Kieferform gebogen, befestigt ist. Die Anordnung entspricht also genau der oben beschriebenen. Das vertikale schmale Röntgenstrahlenbündel wird vor dem Film noch einmal durch einen vertikalen Schlitz in einem Bleischirm begrenzt, damit die Streustrahlung möglichst klein ist. Der Drehpunkt des Objektes kann durch Verschiebung des Kephalostaten in der Medianebene verändert werden, so daß die Projektionsrichtungen für verschiedene Teile der Kiefer variiert werden können.

Die Gesamtstrahlenbelastung wird mit 0,17 r Hautdosis bei 75 kV und Verwendung eines 3 mm-Al-Filters angegeben.

Abb. 16: Der Rotagraph

4. Der Orthopantomograph

Der Orthopantomograph nach Paatero (40, 45) ist weitaus komplizierter als die bisher beschriebenen Apparate. Während bisher das Panorama-

bild von einem festen Drehpunkt aus aufgenommen wurde (das Panorex-Gerät benutzt lediglich zwei feste Drehpunkte), führte die Forderung nach orthoradialer Projektion jedes Abschnittes der Zahnbögen dazu, die Lage des Drehpunktes beim Ablauf der Exposition kontinuierlich zu verändern. Abb. 17 zeigt, daß man bei einem festen Drehpunkt immer nur einen kleinen Teil des Zahnbogens orthoradial projizieren kann, die übrigen Teile werden distal oder medial exzentrisch projiziert. Bei a) wird der frontale Teil des Zahnbogens orthoradial abgebildet, bei b) der distale Teil des Zahnbogens.

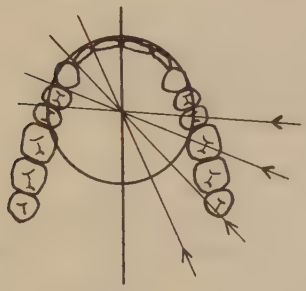

Abb. 17a

Orthoradiale Projektion der Front bei frontaler Lage des Drehpunktes

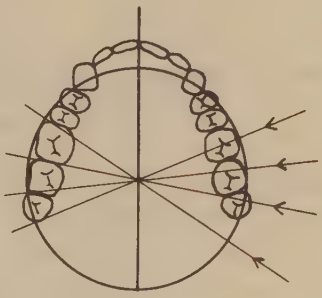

Abb. 17b

Orthoradiale Projektion der Molaren bei distaler Lage des Drehpunktes

Um zu einer orthoradialen Projektion aller Teile des Zahnbogens zu kommen, muß der Röntgenstrahl auf jeden Bogenabschnitt senkrecht fallen. Wir nehmen eine ellipsoide Krümmung des Zahnbogens an; beliebig kleine Abschnitte des Bogens können als kreisförmig gedacht werden, deren zugehörige Kreismittelpunkte leicht zu konstruieren sind (die Senkrechten auf zwei Tangenten in ihren Berührungspunkten - die Normalen - schneiden sich im Kreismittelpunkt). Konstruiert man die Kreismittelpunkte für alle kleinen Bogenabschnitte, so findet man, daß sie bei der Ellipse auf einer sternförmigen Kurve liegen. (Asteroide - Abb. 18). Wenn sich der Drehpunkt der Röhre während der Belichtung

auf dieser Kurve bewegt, fällt der Röntgenstrahl immer senkrecht auf den zugehörigen Bogenabschnitt.

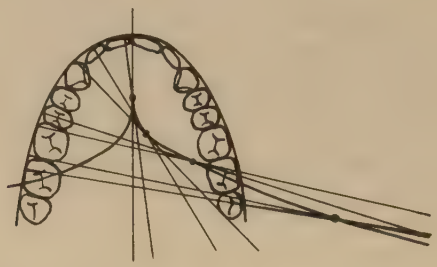

Abb. 18: Bei Führung des Drehpunktes auf der sternförmigen Kurve ist orthoradiale Projektion aller Abschnitte des Zahnbogens möglich

Paatero (45) beschreibt seine Konstruktion so:
In der Abb. 19 ist die Röntgenröhre (R) zu Anfang der Aufnahme in Lage 1 und die Filmkassette befindet sich gegenüber in Lage 1'. In dieser Stellung fällt das schmale vertikale Röntgenstrahlenbündel X durch die Drehachse 0_1 direkt hinter dem linken Kondylus entlang auf den vorderen Teil des Filmes. Die Kunststoffkassette ist mit einem Gummiband an dem gebogenen Kassettenhalter (H) befestigt. Die Achse (C) bewegt sich während der Belichtung entlang der Bahn (T). Dabei rotiert der Kassettenhalter mit der Kassette gleichzeitig um die Achse (C). Der Kassettenhalter und die Röntgenröhre sind an der langen horizontalen Stange (D) befestigt. (Abb. 19 und 20). In Abb. 20 sind die beweglichen Teile in der Ausgangsstellung gezeigt und entsprechen also der Stellung 1 und 1' in Abb. 19.

Wenn die Röntgenröhre zur Stellung 2 gelangt ist und die Kassette nach 2', ist die Kassette so weit um ihre Achse rotiert, daß ein Teil des Filmes belichtet worden ist (schwarz in Abb. 19), und zwar bis zum zweiten Molaren auf der linken Seite. Man beachte, daß das Röntgenstrahlenbündel rechtwinklig durch den Kiefer gegangen ist. Die gestrichelte Linie (S)

zeigt die Fläche, in Wirklichkeit eine dünne Schicht, die am schärfsten übertragen wird. Die Geschwindigkeit des Filmes ist durch mechanische Übertragung so geregelt worden, daß der Film sich im Verhältnis zu der Kieferpartie in Ruhe befindet, die im Augenblick aufgenommen wird.

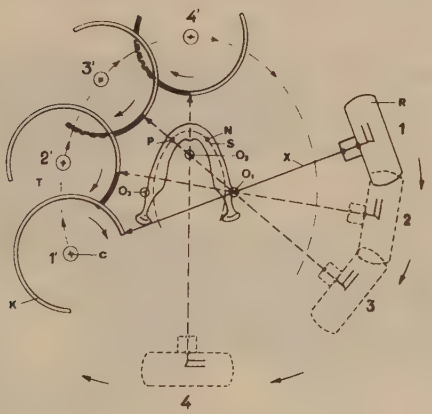

Abb. 19: Konstruktionsprinzip des Orthopantomographen (aus Paatero 45) Erläuterungen im Text

Wenn die Röntgenröhre die Lage 3 erreicht hat und die Kassette die Lage 3', geht das Röntgenstrahlenbündel auch durch die Drehachse 0_2, aber nur für einen Augenblick, denn im gleichen Moment wird die Achse 0_1 freigemacht und die weitere Drehung erfolgt nun um die Achse 0_2. Der Radius des Bogens PN (0_2P) ist nur 3 cm, während in diesem Apparat der Radius 0_1 P 9 cm beträgt. In den Punkten P und N schließen also die obengenannten Bogen an. Diese Punkte entsprechen etwa den zweiten Prämolaren.

Wenn die Hälfte des Filmes belichtet ist, befindet sich die Röntgenröhre in Stellung 4 und die Kassette in 4' (in der Medianebene). Die Drehbewegung geht weiter, die Drehachse 0_2 wird in dem Augenblick frei gemacht, in dem das Strahlenbündel bis zur Achse 0_3 gekommen ist, um die die weitere Drehbewegung erfolgt, bis die beiden Kiefer vollständig auf den Film abgebildet sind. Der Fokus-Filmabstand ist 50 cm und der Abstand zwischen dem Film und der scharf abgebildeten Schicht ca. 11 cm. Die verwendete Röhre arbeitet mit mindestens 85 kV und 15 mA. Die Expositionszeit ist 20 Sekunden.

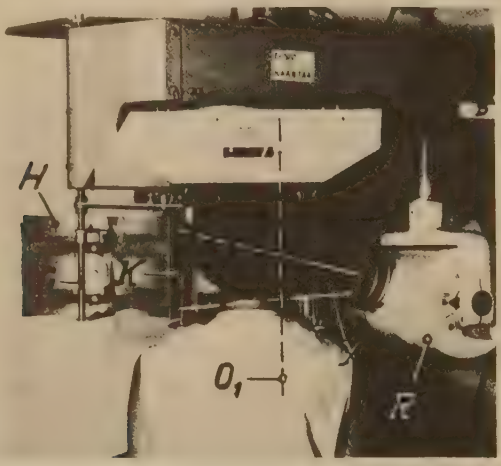

Abb. 20: Der Orthopantomograph (aus Paatero 45)

C. Das Panoramaverfahren nach Ott (Panoramix)

Ein Panorama-Röntgengerät, dem eine ganz andere Methode als die bisher beschriebene zugrunde liegt, ist der Panoramix der Firma Koch u. Sterzel. An der Entwicklung des Gerätes war Ott (22) maßgeblich beteiligt. Hierbei wird die Forderung erfüllt, die Paatero in seinem ersten Bericht über die Pantomographie aufgestellt hat: "...müssen wir uns bemühen, den theoretischen Idealfall zu erreichen, bei dem der Fokus der Röntgenröhre im Zentrum des Schädels gelegen wäre, und sei-

ne Strahlen von dort in alle Richtungen auf die Peripherie und auf den kugelförmigen Film, der den Schädel umgibt, senden würde." (23)

Der Panoramix arbeitet mit einer Spezial-Röntgenröhre, einer sogen. Weitwinkel-Körperhöhlenröhre. Die kegelförmige, geerdete Anode, also der Fokus, befindet sich in der Spitze einer dünnen Röhre, die in die Mundhöhle eingeführt wird. Der von der Kathode ausgehende Elektronenstrahl ist mittels einer elektronischen Steuereinrichtung auf die Spitze der Anode zentriert, durch die Kegelform der Anode werden die dort entstehenden Röntgenstrahlen breit gestreut und bestreichen einen Winkel von 270°. Die von diesem im Zentrum der Mundhöhle gelegenen Fokus ausgehenden Röntgenstrahlen durchdringen die Kiefer allseitig von innen nach außen und zeichnen ein scharfes Bild auf einen außen gehaltenen Film. Der Film sollte möglichst dicht am Kiefer, aber immer im gleichen Abstand von ihm befestigt werden, damit der Vergrößerungsfaktor in allen Bildabschnitten der gleiche ist. Wegen des kleinen Verhältnisses Fokus-Objekt zu Objekt-Film erfolgt eine ziemliche Vergrö-

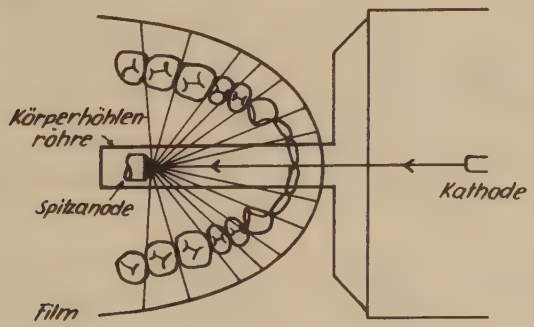

Abb. 21: Schematische Darstellung der Körperhöhlenröhre. Die von der Anode ausgehenden Röntgenstrahlen durchdringen die Kiefer von innen nach außen

ßerung des Objektes. Die Zeichenschärfe wird aber durch den sehr kleinen Brennfleck der Röhre (0,1 mm^2) gewährleistet. Die Strahlungsbela-

stung ist ebenfalls gering, die Schleimhautdosis in der Mundhöhle wird mit 2,5 r angegeben. Die Röhre arbeitet mit einer Spannung von 40 bis 80 kV, der Röntgenstrom beträgt 0,5 mA, Expositionszeiten von 0,1 bis 2 Sekunden sind möglich.

Es handelt sich hier um eine Methode, bei der keine Bewegung zwischen Fokus, Objekt und Film während der Exposition erfolgt.

TEIL II

A. Die Unschärfe einer intraoralen Aufnahme

1. Geometrische Unschärfe

Von einer der üblichen intraoralen Röntgenaufnahmen wird ein gewisses Maß von Schärfe verlangt. Wenn diese Schärfe nicht erreicht wird, dann sind die Strukturen im einzelnen nicht mehr zu erkennen und der Betrachter kann keinen Befund erheben.

Das Röntgenbild ist seinem Wesen nach ein Schattenriß - ein Schattensummationsbild - und entsteht nach den Gesetzen der Projektion durch eine zentrale Strahlenquelle - Zentralprojektion - . Da diese Strahlenquelle nie punktförmig sein kann, sondern eine kleine Fläche ist, muß man immer mit einer geometrischen Unschärfe rechnen. Man sollte also besser von minimaler Unschärfe statt von optimaler Schärfe reden.

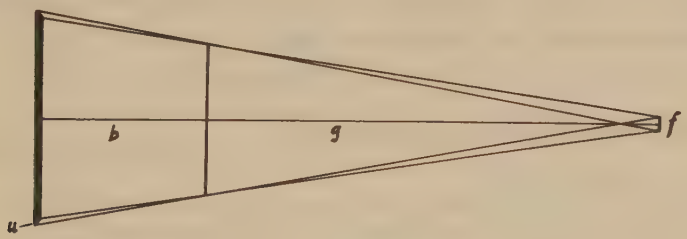

Abb. 22: Der Halbschatten (= Unschärfe u) wird von dem flächenförmigen Fokus f verursacht

Die geometrische Unschärfe hängt ab:

1. von der Größe des Brennflecks - je kleiner der Brennfleck, desto geringer die Unschärfe.
2. vom Fokus-Objektabstand - je größer der Fokus-Objektabstand, desto geringer die Unschärfe.

3. vom Objekt-Filmabstand - je kleiner der Objekt-Filmabstand, desto geringer die Unschärfe.

Setzt man die in der Rechtwinkeltechnik (7) üblichen Maße ein:

Fokusdurchmesser	f = 1 mm
Fokus-Objektabstand	g = 295 mm
Objekt-Filmabstand	b = 25 mm

so ergibt sich für u (= Unschärfe - das ist die Breite des Halbschattensaumes in der Filmebene)

$$u = \frac{b \cdot f}{g} = \frac{25 \cdot 1}{295} = 0{,}085 \text{ mm}$$

u = 0,1 mm

2. Bewegungsunschärfe

Daneben kann eine Unschärfe auch durch die Bewegung des Objektes verursacht sein: Bewegungsunschärfe. Bei den gewöhnlichen Röntgenmethoden läßt sie sich durch Ruhigstellung des Patienten und durch kurze Belichtungszeiten weitgehend ausschalten.

B. Die Unschärfe eines Pantomogramms

1. Bewegungsunschärfe

a) Die Abhängigkeit der Bewegungsunschärfe von der Lage der Objektpunkte in bezug auf die Bildfläche

Die Bewegung gehört zum Wesen der Pantomographie. Daher sind die Unschärfen im Pantomogramm in hohem Maße durch Bewegung verursacht. In Teil I wurde erklärt, daß eine mathematische Fläche im Objekt die gleiche lineare Geschwindigkeit hat wie der Film (= Bildfläche). Flächen davor und dahinter haben andere Geschwindigkeiten, sie verschieben sich gegenüber der Bildfläche während der Exposition, d.h. sie verursachen Bewegungsunschärfen. Die Bewegungsunschärfe wächst kontinuierlich mit der Entfernung der Objektpunkte von der Bildfläche.

Im Pantomogramm werden folglich außer der scharfen Bildfläche alle anderen Objektpunkte mit ihren verschieden großen Bewegungsunschärfen aufgezeichnet.

Objektpunkte, die weit von der Bildfläche entfernt liegen, verursachen große Unschärfen, bildflächennahe Objektpunkte verursachen kleine Bewegungsunschärfen.

Wenn diese Bewegungsunschärfen klein genug sind, kann man sie vernachlässigen und so definieren:

Ein Raum beiderseits der Bildfläche, dessen Objektpunkte so kleine Bewegungsunschärfen verursachen, daß sie praktisch scharf aufgezeichnet werden, heißt Bildschicht. Die Bildschicht hat eine "Tiefe" oder "Dicke".

Es ist nun eine Frage der Definition, wo die Bildschicht begrenzt werden soll, d. h. welche Unschärfen man gerade noch tolerieren will.

Die Begrenzung der Bildschicht ist eine theoretische Größe. Es wird erinnert, daß die Bewegungsunschärfe mit der Entfernung von der Bildfläche kontinuierlich zunimmt und daß man weiterhin beachten muß, daß Objektpunkte außerhalb der Bildschicht deutlich sichtbare Bewegungsunschärfen verursachen.

Es ist deshalb wünschenswert, daß das darzustellende Objekt - die Kiefer - innerhalb der Bildschicht liegt, daß also die Bildschicht mindestens die Ausdehnung der Kiefer hat.

Da in diesen Überlegungen Pantomogramm und intraorale Aufnahme verglichen werden, wird festgesetzt, daß die Bewegungsunschärfe im Grenzbereich der Bildschicht so groß wie die geometrische Unschärfe einer intraoralen Aufnahme sein darf. Es soll nun die Dicke der Bildschicht in ihrer Abhängigkeit von der tolerierten Bewegungsunschärfe untersucht werden.

Die geometrische Unschärfe war $u = 0{,}085$ mm. Der Einfachheit halber wird aufgerundet und $u = 0{,}1$ mm gesetzt. Die Güte einer Aufnahme,

in der Bewegungsunschärfen bis zum Grenzwert u = 0,1 mm auftreten, erreicht jedoch nicht die einer intraoralen Aufnahme; die geometrische Unschärfe tritt ja noch zusätzlich auf (Abb. 23).

Abb. 23a

Abb. 23b

Die Aufzeichnung eines Punktes auf einem Röntgenfilm mit seinem Halbschattensaum (= Unschärfe u)

a) ohne Bewegungsunschärfe b) mit der Bewegungsunschärfe u.

b) Die Abhängigkeit der Schichtdicke von der tolerierten Bewegungsunschärfe

Eine in der Mitte der Schicht liegende Fläche bewegt sich mit einer Geschwindigkeit, die der des Filmes entspricht, sie steht in bezug auf den Film still und wird ohne Bewegungsunschärfe abgebildet. Die Grenzschichten bewegen sich während des Durchgangs durch den Röntgenstrahl um die Größe u schneller (langsamer) als die Bildfläche, daher werden sie auf dem Film um u mm gegenüber der Fläche verschoben abgebildet. Wenn der Röntgenstrahl in der Schicht die horizontale Breite a hat und wenn ein Punkt in der Bildfläche beim Durchgang durch den Röntgenstrahl a mm zurücklegt, dann wandert ein Punkt der äußeren Grenzschicht in der gleichen Zeit die Strecke a + u (in der inneren Grenzschicht a - u). Diese Strecken verhalten sich wie die Umfänge der Kreise, in denen die Punkte liegen bzw. wie ihre Radien.

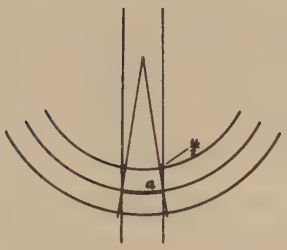

Abb. 24: Objektpunkte auf verschiedenen konzentrischen Kreisen haben verschiedene Bahngeschwindigkeiten. a ist angenähert die Breite des Röntgenstrahles in der Schicht. Während ein Punkt in der mittleren Schicht die Strecke a durchläuft, wandern entsprechende Punkte in den Grenzschichten um die Strecke u langsamer bzw. schneller

Es gilt also

$$a : (a + u) = r_o : r_x$$

und $$a : (a - u) = r_o : r_{x'}$$

wobei a = horizontale Breite des Röntgenstrahls in der Schicht

u = Bewegungsunschärfe

r_o = Radius der Bildfläche

r_x = Radius der äußeren Grenzschicht

$r_{x'}$ = Radius der inneren Grenzschicht

bedeuten.

Die Dicke der Schicht ist $d = r_x - r_{x'}$

$$r_x = \frac{r_o \cdot (a+u)}{a} \qquad r_{x'} = \frac{r_o \cdot (a-u)}{a}$$

$$d = r_x - r_{x'} = r_o \frac{a+u}{a} - r_o \frac{a-u}{a}$$

$$d = \frac{r_o \cdot 2u}{a}$$

Wie zu erwarten war, ergibt sich, daß die Schichtdicke direkt von der Unschärfe abhängig ist: je dicker die Schicht, desto unschärfer die Aufnahme. Diese rechnerische Überlegung bestätigt auch die von Paatero angegebenen Tatsachen, daß die Schichtdicke abhängig ist von der Divergenz der Strahlen (horizontale Breite des Strahlenbündels in der Schicht = a) und vom Radius der Bildschicht r_o.

Nach den Maßen, die Paatero (27) angibt (Abb. 9), beträgt die horizontale Breite des Röntgenstrahls in der Schicht etwa 7 mm (bei einem Blendenspalt von 4 mm). Für die Radien r_o = 20 mm - 120 mm ergeben sich folgende Schichtdicken: (bei a = 7 mm)

Tabelle 1

	u = 0,25 mm	u = 0,1 mm
r_o (mm)	d (mm)	d (mm)
20	1,4	0,6
30	2,1	0,9
40	2,9	1,1
50	3,6	1,4
60	4,3	1,7
70	5,0	2,0
80	5,7	2,3
90	6,4	2,6
100	7,1	2,9
110	7,9	3,1
120	8,6	3,4

Für Schichtdicken von 2 mm - 20 mm ergeben sich folgende Bewegungsunschärfen: (bei a = 7 mm)

Tabelle 2

	r_o=30 mm	r_o= 60 mm	r_o= 90 mm
d (mm)	u (mm)	u (mm)	u (mm)
2	0,2	0,1	0,1
4	0,5	0,2	0,2
6	0,7	0,4	0,2
8	0,9	0,5	0,3
10	1,2	0,6	0,4
12	1,4	0,7	0,5
14	1,6	0,8	0,5
16	1,9	0,9	0,6
18	2,1	1,1	0,7
20	2,3	1,2	0,8

c) Schlußfolgerungen für die Darstellung der Kiefer

Da die einzelnen Abschnitte der Kiefer auf verschiedenen konzentrischen Kreisen liegen, haben die abgebildeten Schichten verschiedene Dicke. Der Radius der Schicht im Molarenbereich ist kleiner als der Radius der frontalen Schicht. Daher ist die Schicht im Molarenbereich dünner als im Frontbereich.

Bei Aufnahmen mit dem Orthopantomographen ist es umgekehrt: Der Radius der Front ist kleiner, daher ist die Schicht dünner; der Radius im Molarenbereich ist größer, daher ist die Schicht dicker.

Wenn man die minimale Unschärfe der intraoralen Aufnahme vom Pantomogramm verlangt, dürften die Schichtdicken in den einzelnen Kieferbereichen folgende Werte nicht überschreiten:

Konzentrische Lage 1:

Radius der Schicht	frontal:	100 mm
	distal:	50 mm
Schichtdicke	frontal:	2,9 mm
	distal:	1,4 mm

Konzentrische Lage 2:

Radius der Schicht	frontal:	50 mm
	distal:	25 mm
Schichtdicke	frontal:	1,4 mm
	distal:	0,7 mm

Exzentrische Lage 3:

Radius der Schicht:	60 mm
Schichtdicke	1,7 mm

Im Orthopantomogramm:

Radius der Schicht	frontal:	30 mm
	distal:	90 mm
Schichtdicke	frontal:	0,9 mm
	distal:	2,6 mm

Diese Schichten sind erheblich dünner als Knoop (18) angibt. Er sagt, daß die Schichtdicke bei einem Radius von 50 mm etwa 15 - 20 mm sei. Wenn man eine solche Schichtdicke annimmt, beträgt die Bewegungsunschärfe in den Grenzschichten 1,4 mm. Die Schattenzeichnung der in diesen Schichten liegenden Strukturen dürfte wohl als verwischt bezeichnet werden.

Wenn man annimmt, daß die scharf auf dem Film aufgezeichnete, in der Mitte zwischen bukkaler und lingualer Fläche des Kiefers liegende Schicht 2 mm dick ist und daß die Dicke des Kiefers an dieser Stelle 12 mm beträgt, so werden zwei 5 mm starke Schichten vor und hinter der scharf abgebildeten Schicht auf den Film mit als Unschärfen aufgezeichnet. Haben alle Schichten etwa die gleiche Dichte, so wird die scharfe Verschattung von zwei unscharfen überlagert. Es ist klar, daß ihre Zeichenschärfe und Detailerkennbarkeit dabei zum größten Teil verloren geht. Dieser Effekt wird noch durch die größere Dichte der Kompakta verstärkt.

Paatero (23, 27) gibt an, daß benachbarte Strukturen sich nur undeutlich als leichte wolkenartige Schleier oder überhaupt nicht bemerkbar machen und daher im Bild nicht stören. Dagegen ist zu sagen, daß in diesem Falle die verhältnismäßig eng benachbarten Strukturen nicht völlig verwischt werden, so daß sie als gleichmäßiger Schleier nur den Kontrast der scharf abgebildeten Strukturen verringern würden, sondern daß sie eine sehr unscharfe Strukturzeichnung ergeben, die sich der scharfen so überlagert, daß Details nicht mehr zu erkennen sind.

Es genügt, wenn man die Betrachtung der Bewegungsunschärfen auf die Ausdehnung der Kiefer beschränkt, da die benachbarten Weichteile kaum Schattenzeichnungen verursachen. Vergleichsweise weit entfernte Skeletteile, z.B. die Schädelbasis, werden dagegen soweit verwischt, daß sie keine Strukturzeichnung mehr ergeben (s.u.).

Aus Tabelle 2 kann man für alle Kieferdicken die in den Randbezirken auftretenden Bewegungsunschärfen ablesen. Z. B. bei einer Kieferdicke von 14 mm treten Bewegungsunschärfen von 0,5 mm bis 1,6 mm auf. Ob man aus solch einer Aufnahme einen genauen Befund erheben kann, ist fraglich. So ist z. B. die Knochenzeichnung in der apikalen und limbalen Region verwaschen und läßt sich nicht klar von pathologisch bedingten Veränderungen unterscheiden. Der Parodontalspalt und die Verdichtungslinie der Innenkortikalis sind schlechter gegeneinander abgegrenzt als bei intraoralen Aufnahmen, so daß sich schwer beurteilen läßt, ob der cirkumapikale Parodontalraum erweitert ist oder nicht.

2. Die geometrische Unschärfe des Pantomogramms

Zusätzlich zur Bewegungsunschärfe macht sich im Pantomogramm auch die geometrische Unschärfe bemerkbar. Sie ist um so geringer, je kleiner der Brennfleck ist und je größer das Verhältnis Film-Objektabstand zu Objekt-Fokusabstand ist.

a) Brennfleckgrößen

Der optisch wirksame Brennfleck der im Pantomographen und Orthopantomographen verwendeten Siemens-Röntgenröhre ist größer (1,8 x 1,8mm) als der Brennfleck eines Dentalröntgengerätes (Siemens Heliodont : 1 mm x 1 mm). Diese Tatsache wirkt sich ungünstig auf die geometrische Unschärfe der Pantomogramme aus.

b) Abstandsverhältnisse

V. Reckow fordert ein Abstandsverhältnis von mindestens 1 : 8. Dabei ist auch die Objektvergrößerung klein. Gegen eine Objektvergrößerung an sich wäre nichts einzuwenden. Sie wird nur immer als Kriterium für die Güte einer Aufnahme angegeben, weil mit ihr auch die Unschärfe wächst. Würde man den Brennfleck kleiner machen, dann könnte man das Abstandsverhältnis so ändern, daß eine Objektvergrößerung zustande kommt, ohne daß die Unschärfe sich ändert.

Bei den intraoralen Aufnahmemethoden wird das Abstandsverhältnis 1 : 8 erreicht und überschritten. In der Pantomographie ist es immer kleiner. Die Abstandsverhältnisse variieren, da es sich ja um die Darstellung nicht-konzentrischer Schichten handelt. Je nach der Lage der Drehachse liegen die einzelnen Abschnitte der darzustellenden Schicht auf verschiedenen Kreisen, deren Radien 2,5 cm bis 10 cm groß sind. Bei der exzentrischen Lage des Drehpunktes liegt die eine Hälfte des Zahnbogens annähernd auf einem Kreis von 5 - 6 cm Radius. Dabei beträgt das Abstandsverhältnis etwa 1 : 3,2.
Die geometrische Unschärfe ist u = 0,6 mm.

Bei der konzentrischen Lage 2 liegen die Molaren auf Kreisen, deren Radius 2,5 cm und mehr beträgt. Die Frontzähne liegen etwa im 5-cm-Kreis, die entsprechenden Abstandsverhältnisse sind 1 : 2,3 und 1 : 3,1. Die geometrischen Unschärfen liegen zwischen 0,8 mm und 0,5 mm.

Bei der konzentrischen Lage 1, die zur Darstellung der Kiefer mit den Kiefergelenken empfohlen wird, schneidet der Zahnbogen alle konzentrischen Kreise, deren Radien zwischen 5 cm und 10 cm groß sind. Die Molaren liegen im 5 cm-Kreis, im 6 cm-Kreis usw., die Frontzähne erreichen den 10cm-Kreis. Die entsprechenden Abstandsverhältnisse liegen zwischen 1 : 3,1 und 1 : 7,7, die Unschärfen zwischen
u = 0,5 mm und u = 0,23 mm.

Man sieht, daß die Abstandsverhältnisse im Molarenbereich am kleinsten sind, entsprechend ist die geometrische Unschärfe groß.

Beim Orthopantomographen ist das Abstandsverhältnis etwa 1 : 4. Die geometrische Unschärfe ist u = 0,4 mm. Man sieht, daß die Molaren im Orthopantomogramm besser dargestellt werden als im Pantomogramm.

C. Kontrast der intraoralen Aufnahmen und der Pantomogramme

Kontrast ist der Unterschied von Schwärzungsintensitäten. Von einer kontrastreichen Aufnahme spricht man, wenn die verschiedenen Schwärzungen weit auseinander liegen und die ganze Skala von weiß über grau bis zum dichten schwarz umfassen. In kontrastarmen oder flauen Aufnahmen sind die Schwärzungsintensitäten gering gegeneinander abgestuft, im ungünstigsten Falle umfaßt die Tonskala nur hellgrau bis schwärzlichgrau.

Der Einfluß der Strahlungshärte und der Strahlungsintensität auf den Kontrast einer Röntgenaufnahme soll hier nicht erörtert werden.

Streu- und Sekundärstrahlung führt zu einer diffusen zusätzlichen Belichtung. Das hat zur Folge, daß der Kontrast vermindert wird.

Die Streu- und Sekundärstrahlung wird um so stärker, je breiter der Strahlenkegel ist und je dicker das durchstrahlte Objekt ist. Von jedem Partikel, das von der Primärstrahlung getroffen wird, geht wieder mehr oder minder intensive Sekundärstrahlung aus. Bei der intraoralen Aufnahme werden nur Wange, Kiefer und Zähne durchstrahlt, bei der Pantomographie zusätzlich basale Anteile des Schädels, die Wirbelsäule und der aufsteigende Ast und distale Abschnitte der Kiefer und Zähne der Gegenseite. Die Dicke des durchstrahlten Objektes ist bei der Pantomographie größer als bei der intraoralen Aufnahme, daher muß die Streu- und Sekundärstrahlung größer sein.

Eine weitere Kontrastverminderung kommt dadurch zustande, daß sich weiter von der Schicht entfernte Strukturen (s. o.) z. B. die Wirbelsäule vollständig verwischt abzeichnen und als "leichte Streifen und Schleier" einzelne Bildpartien verdecken.

D. Zur Darstellung der Kiefer als Ganzes

Es ist unsicher, ob die Filmlage der Kieferform des Patienten entspricht. Nach den Versuchen von Knoop (18) wird bei der Filmlage nach der Form

des Oberkiefers nur die obere Front scharf abgebildet, bei einer Filmlage, die der Unterkieferform entspricht, erhält er eine Darstellung beider Zahnreihen, die aber nicht an allen Stellen richtig scharf ist. Bei einer "Filmlage nach individuellen Werten" sind die Zahnreihen auch nicht befriedigend scharf dargestellt. Knoop schließt aus diesen Versuchen: "Filmlagen wirken sich nur bescheiden aus". Und: "Es läßt sich schwer beurteilen, welcher Teil des Zahnes in der mathematischen Bildschicht gelegen war, der bukkale oder der linguale."

Ferner ist zu bedenken, daß sich Kieferanomalien nachteilig auf die Schärfe der Zahnreihen auswirkt. Wenn z.B. die linke Hälfte des Oberkiefers im Kreuzbiß steht, dann liegt sie nicht innerhalb der scharf dargestellten Schicht und wird unscharf abgebildet, es sei denn, man verwendet individuell geformte Filme. Das würde aber erst eine Ausmessung der Kiefer oder die Herstellung von Modellen erfordern. Knoop (18) empfiehlt den Gebrauch mehrerer Filme. Beides kompliziert das Verfahren. Auch ein palatinal durchgebrochener Prämolar würde sehr undeutlich auf einem Pantomogramm abgebildet werden.

Es wird festgestellt, daß in den seltensten Fällen alle Zähne und ihre Umgebung gleich scharf dargestellt werden. Also kann man nicht von einem vollständigen Status sprechen.

E. Die Lage der Zähne in bezug auf den Film

Der gekrümmte Film steht senkrecht. Die Okklusionsebene ist waagerecht eingestellt. Die Zähne sind in bezug auf die Vertikale um wenige Winkelgrade (10 - 15° nach Mühlreiter) (21) geneigt. Bei waagerechter Führung des Zentralstrahles in der Okklusionsebene sind die Verhältnisse günstig, allerdings werden dieApices gegenüber den limbalen Teilen des Zahnes wegen seiner Neigung vergrößert abgebildet (Abb. 25 a).

Wenn der Zentralstrahl 10 - 15° von kaudal geführt wird, wie Knoop (18) es zur Freiprojektion der oberen Apices vom Gaumendach empfiehlt, werden die oberen Apices noch stärker verlängert dargestellt (Abb. 25b).

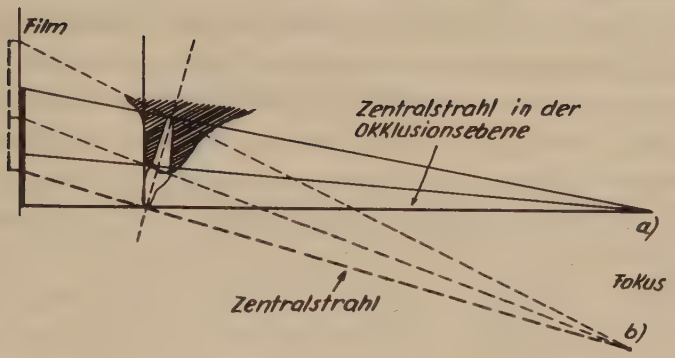

Abb. 25 a und b :

Verschiedene Strahlenführungen in der Vertikalebene. Bei b) erfolgt stärkere Verlängerung der Apices

F. Zur Fragestellung: limbale oder apikale Projektion ?

Bei den herkömmlichen Röntgenverfahren ist man bestrebt, den Zentralstrahl auf die Region zu richten, die am meisten interessiert. In unserem Fall entweder die apikale oder die limbale Region. Zu ihrer wahlweisen Darstellung muß der Zentralstrahl vertikal parallel verschoben werden bzw. der Fokus muß in der Vertikalen verstellt werden. Dadurch erreicht man die optimale Abbildung der Objektdetails (Hielscher) (14, 49).

In der Pantomographie wird der Zentralstrahl in Höhe der Okklusionsebene eingestellt. Die limbalen Regionen werden dann noch vergleichsweise gut abgebildet. Die Apices werden dagegen von den Randstrahlen erfaßt und wegen der ungünstigen Abstandsverhältnisse weit nach oben bzw. nach unten projiziert. Gerade die apikalen Regionen interessieren in den meisten Fällen. Man müßte den Zentralstrahl einmal auf die oberen und einmal auf die unteren Apices richten. Das würde zwei Einstellungen und zwei Aufnahmen erfordern.

G. Lokalisationsmethoden in der Pantomographie

Da eine Röntgenaufnahme nur zwei Dimensionen erfaßt, kann man damit noch keine Lokalisation eines Fremdkörpers im Raum vornehmen. Es sind immer mindestens zwei Aufnahmen nötig, bei denen das Objekt aus verschiedenen Richtungen auf jeden Film projiziert wird. Mit Hilfe dieser Aufnahmen und der Kenntnis der dabei verwendeten Projektionen läßt sich die Lage des Fremdkörpers nach den Gesetzen der Projektionslehre konstruieren. In der Pantomographie ist es nicht möglich, zwei Projektionen aus ganz verschiedenen Richtungen zu führen. Die Richtungsabweichung darf nur gering sein, weil sich sonst bei vertikaler Fokusverschiebung andere Schädelteile störend bemerkbar machen. Ein Verfahren, das nur eine geringe Richtungsabweichung fordert, ist die Stereoskopie, die Paatero (25, 26, 28, 41, 42) zur Lokalisation für geeignet hält.

Dabei ist zu bedenken, daß sehr geübte Augen dazu nötig sind und daß andererseits zur objektiven Auswertung von Stereobildern ein großer apparativer Aufwand erforderlich ist.

Weiterhin ist es möglich, vom Kiefer Pantomogramme von verschiedenen Schichten durch Aufstellung mehrerer Filme zugleich aufzunehmen. Durch Vergleich der Pantomogramme läßt sich die Lage des Fremdkörpers ermitteln.

H. Die Kiefergelenke im Pantomogramm

Die Darstellung der Kiefergelenke im Pantomogramm entspricht ihrer Abbildung im Tomogramm, da die Schicht im Bereich der Gelenke für sich betrachtet nur schwach gekrümmt ist. Zu beachten ist, daß beim Pantomogramm die Verwischung in mesio-distaler Richtung, beim Tomogramm jedoch in cranio-caudaler Richtung erfolgt.

I. Frakturen im Pantomogramm

Zur Darstellung von Frakturen ist zu bemerken, daß auch dabei der Grundsatz gilt, daß der Bruchspalt beim Durchgang durch den Röntgenstrahl in

dessen Richtung liegt oder anders gesagt, daß der Röntgenstrahl entlang des Bruchspaltes verläuft (Hielscher) (15).

J. Vorteile der pantomographischen Methode

1. Geringe Strahlenbelastung

Die Strahlenbelastung des Patienten ist sehr gering. Sie beträgt weniger als 1/10 der Dosis, die den Patienten bei einem intraoralen Status trifft. Die höchste Hautdosis wurde von Kumpula und Hudson (17) mit 0,8 r in der Gegend der Halslymphknoten gemessen. Diese geringe Strahlenbelastung beruht darauf, daß das Strahlenbündel sehr schmal ist. Das ist ein großer Vorteil des Verfahrens.

2. Anwendung zur Übersichtsgewinnung

a) in der Kieferchirurgie

Das Pantomogramm zeigt eine Übersicht über die Kiefer und die Bezahnung, die für verschiedene Zwecke von Nutzen sein können. Die Ausdehnung von großen Zysten, Ameloblastomen, malignen Tumoren, Osteomyelitiden usw. werden sichtbar. Zur Sicherung der Diagnose müßten allerdings auch andere Röntgenmethoden herangezogen werden. Der Kieferchirurg bekommt aber mit diesem Verfahren ein weiteres diagnostisches Hilfsmittel in die Hand.

Wegen der geringen Strahlenbelastung und der Schnelligkeit des Verfahrens - für eine Aufnahme werden insgesamt 2 - 3 Min. gebraucht - empfiehlt Paatero (27) seine Methode besonders für Reihenuntersuchungen der Bevölkerung auf Zysten, Tumoren usw.

b) in der Kieferorthopädie

Den größten Nutzen aus der Pantomographie kann der Kieferorthopäde ziehen. Er kann sich mit einem Blick über den Entwicklungsstand des kindlichen Gebisses informieren. Die Lage der Zähne und der Zahnkeime läßt sich gut feststellen, eine Überzahl oder Unterzahl von Zahnkeimen ist klar zu erkennen. Da das Verfahren rasch ist und die

Kinder weniger als bei intraoralen Aufnahmen beansprucht werden, wird sich die Anschaffung eines Orthopantomographen für eine große Kieferorthopädische Praxis oder Klinik vielleicht lohnen.

TEIL III

Das Panoramaverfahren mittels einer in der Mundhöhle gelegenen Strahlenquelle

Die bisher beschriebenen Nachteile (Bewegungsunschärfe, Kontrastminderung, eine nicht dem Kiefer entsprechende Schichtlage) werden bei dem Panoramaverfahren, das die Körperhöhlenröhre nach Ott (22) benutzt, vermieden. Da das Bild nicht mit Hilfe von Bewegung entsteht, kann man nicht mehr von einem tomographischen Verfahren sprechen. Es entspricht den bekannten intraoralen Verfahren insofern, als nur der darzustellende Kiefer durchstrahlt wird. Der wichtigste Unterschied besteht darin, daß es durch die technische Entwicklung möglich wurde, die Strahlenrichtung umzukehren (nicht mehr von außen nach innen, sondern von innen nach außen).

1. Die geometrische Unschärfe

Die in der Pantomographie sich so nachteilig auswirkende Bewegungsunschärfe tritt hier nicht auf. Die geometrische Unschärfe hat etwa dieselbe Größe wie bei den intraoralen Methoden.

Wenn man (nach Mühlreiter) (21) die Entfernung der Molaren von der Medianebene mit etwa 25 mm und die sagittale Entfernung der Apices der oberen ersten Incisivi zur Verbindungslinie der Kontaktpunkte der ersten und zweiten oberen Molaren mit 25 - 30 mm annimmt (Lage des Fokus im Schnittpunkt dieser Verbindungslinie mit der Medianebene) und wenn die mittlere Entfernung des Filmes von den Zahnbögen auch etwa 25 - 30 mm beträgt, so ist das Abstandsverhältnis 1 : 1.

Dieser Nachteil wird aber durch den sehr kleinen Brennfleck ausgeglichen. Die geometrische Unschärfe ist:

$$u = \frac{b \cdot f}{g} = \frac{25 \cdot 0,1}{25} = 0,1 \text{ mm}$$

2. Objektvergrößerungen

Das Objekt wird dabei im Mittel auf das Doppelte vergrößert. Würde man die Bilder auf die Größen intraoraler Aufnahmen verkleinern, käme noch ein Schärfengewinn hinzu. Umgekehrt bedeutet aber Objektvergrößerung bei unverminderter Schärfe gegenüber intraoralen Aufnahmen einen indirekten Schärfegewinn. Vergrößerte Aufnahmen lassen sich ja besser auswerten.

3. Projektionen in der Horizontalebene

Die Zahnbögen werden nicht in allen Teilen orthoradial dargestellt. Wenn der Fokus im Schnittpunkt der Verbindungslinie der zweiten Prämolaren mit der Medianebene liegt, werden die Prämolaren und die Frontzähne orthoradial dargestellt, die Molaren werden distal-exzentrisch dargestellt. Wenn der Fokus weiter dorsal im Bereich der Molaren liegt, werden die Molaren und die Frontzähne orthoradial abgebildet, die Prämolaren werden mesial-exzentrisch projiziert (Abb. 17). Das ist ein Nachteil gegenüber der Orthopantomographie.

4. Zur Lage der Zähne in bezug auf den Film

Die günstigste Darstellung der Zähne würde erreicht, wenn der gekrümmte Film in seinen einzelnen Bogenabschnitten parallel zur Achse des auf den jeweiligen Bogenabschnitts projizierten Zahnes liegen würde, (Abb. 26a) weil dabei kaum Verzerrungen auftreten.

Wenn der Film senkrecht steht, werden die Apices größer als die limbalen Teile abgebildet (Abb. 26b).

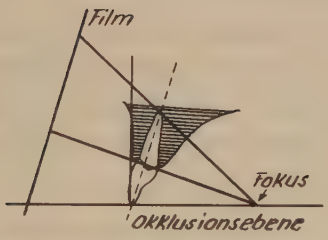

Abb. 26a

Bei paralleler Filmaufstellung werden alle Teile des Zahnes gleich stark vergrößert: verzerrungsfreie Abbildung

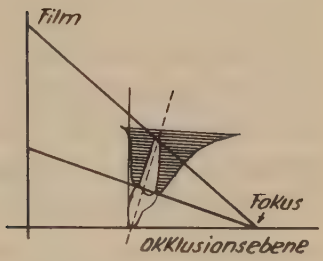

Abb. 26b

Bei Neigung des Filmes werden die Apices gegenüber den Kronen stärker vergrößert

Praktische Erfahrungen mit dem Panoramix-Gerät

Der Verfasser hatte Gelegenheit, mit einem der ersten Geräte, das in der Berliner Klinik und Poliklinik für Zahn-, Mund- und Kieferkrankheiten probeweise aufgestellt wurde, Aufnahmen zu machen. Das Gerät ist ein Prototyp und soll nach den praktischen Erfahrungen weiter verbessert werden.

Die geometrische Unschärfe war etwas größer, als die der intraoralen Aufnahmen, die mit Hilfe der Rechtwinkeltechnik gemacht werden. Trotzdem ist die Schärfe der Aufnahmen erstaunlich gut, wie die unten abgebildeten Beispiele beweisen.

Im Bereich der oberen und unteren Molaren ist der Film wegen der größeren Dichte dieser Regionen zu gering belichtet, so daß die Objektdetails nicht genügend abgezeichnet sind. Dieser Mangel läßt sich durch graduell verstärkende Folien oder durch graduell abschwächende Filter vor dem Film beheben. Leider standen uns solche Folien bzw. Filter noch nicht zur Verfügung.

Auch die Länge der Filme war in manchen Fällen, bei denen besonders große Kiefer vorlagen, nicht ausreichend.

Der Fokus sollte aus projektivischen Gründen (s. o. , Abb. 26) im Oberkiefer über der Okklusionsebene, im Unterkiefer unter der Okklusionsebene liegen, damit der "Zentralstrahl" (d. i. die Senkrechte auf jede Zahnachse in der Vertikalebene) zum mindesten in der Gegend des Limbus alveolaris auftrifft.

Im Unterkiefer gelingt das meist befriedigend, wenn der Patient dazu gebracht wird, den Mundboden zu entspannen. Ein etwa auftretender Würgereiz läßt sich mit einem Oberflächenanästhetikum ausschalten.

Im Oberkiefer sind diesem Bestreben anatomische und technische Grenzen gesetzt. Bei sehr schmalen und kleinen Gaumen kann man den Fokus nicht einmal in die Okklusionsebene bringen. Die technischen Grenzen sind durch die Form und die Maße der Röhre gegeben. Es ist klar, daß die Röhre möglichst klein sein sollte. Die Glashülsen, die aus hygienischen Gründen über die Röhre geschoben werden, erschienen uns zu dick. Wir haben deshalb in einigen Fällen lediglich Gummifingerlinge über die Röhre gezogen. Später sollen gut passende, möglichst dünne Kunststoffhülsen benutzt werden.

Die Aluminiumhülse, in der sich die Spitzanode befindet, ist von einer ebenen Fläche begrenzt, so daß eine kreisrunde Kante entsteht (eine Röhre mit ebenem Boden). Wenn man die schräg nach oben gerichtete Röhre in das Gaumengewölbe einführt, stößt die Kante zuerst an die Schleimhaut. Das Ende der Röhre müßte abgerundet sein, etwa wie ein Reagenzglasboden.

Ferner sollte man sich bemühen, den Fokus so weit wie möglich in das Ende der Röhre zu legen. Bei diesem Gerät befindet er sich noch 15 mm vom Ende der Röhre entfernt; dieser Abstand erscheint uns zu groß.

Die Firma Koch & Sterzel hat uns versichert, daß unsere Wünsche bei den nächsten Geräten berücksichtigt würden.

Aus den eben erwähnten Gründen war es uns bisher nicht möglich, die oberen Molaren von der Überdeckung durch die Schatten des Processus zygomaticus freizuprojizieren. Das wird sicherlich gelingen, wenn der Fokus so hoch wie möglich in den Gaumen gebracht werden kann. Diese Einstellung entspräche etwa der flachen Strahlenführung bei der intraoralen Rechtwinkelaufnahme.

Bei der Filmaufstellung ist man auf die Mithilfe und Anstelligkeit des Patienten angewiesen. Wir haben darauf geachtet, daß jeder Bogenabschnitt des gekrümmten Filmes parallel zur Achse des auf ihn projizierten Zahnes stand (Abb. 26a). Der Film hatte also nicht die Krümmung eines Zylinders, sondern die eines Konus, der dem von den Zahnachsen gebildeten Konus entspricht.

Wenn man den Film zylindrisch gekrümmt und senkrecht auf der Okklusionsebene aufstellte, wurden die Apices weit nach oben bzw. nach unten projiziert und riesig vergrößert abgezeichnet.

Um zu einer Normung zu kommen, könnte man Plastikschablonen, die der Krümmung eines Durchschnittskiefers entsprechen und die an bestimmten Punkten des Schädels orientiert sind, konstruieren.

Es empfiehlt sich auch, an der Spitzanode eine Zentimeterskala anzubringen, damit man genau bestimmen kann, wie tief der Fokus in die Mundhöhle eingeführt ist.

Zur Darstellung des Kiefergelenks wurde der Fokus aus der Medianebene möglichst weit zur Gegenseite (in die Gegend des Tuber) verschoben. Das Köpfchen und das Kollum sind mit ihrer Knochenstruktur gut zu erkennen, dagegen sind die Fossa mandibularis und das Tuberkulum articulare sehr schlecht dargestellt. Da die Projektion schräg von unten erfolgt, hat das Gelenk in der Abbildung eine ganz andere Gestalt, als

bei den bisher üblichen Projektionen. Die oberen Molaren sind gut sichtbar, die palatinalen Wurzeln sind nicht so übermäßig vergrößert, wie bei den gewöhnlichen Panoramaaufnahmen. Der Processus zygomaticus bildet sich etwa in derselben Weise ab wie bei den intraoralen Aufnahmen, nämlich als V-Schatten.

Die folgenden Bilder zeigen, daß man mit dieser Methode recht gute Übersichten über die Kiefer und die Zähne (abgesehen von den Molaren, deren Darstellung sich aber noch verbessern läßt) erhalten kann. Wurzelreste, verlagerte Zähne, Zysten und andere pathologische Prozesse sind zu erkennen und in ihrer Ausdehnung zu übersehen. Die Schärfe der Bilder reicht in vielen Fällen zur Befunderhebung aus. Wenn der Befund nicht eindeutig erhoben werden kann, sieht man auf den Panoramaaufnahmen, an welcher Stelle eine intraorale Aufnahme gemacht werden muß.

- - - - -

Die Abbildungen 30, 31, 32, 34, 35, 38 und 40 entfallen mit Genehmigung des Herrn Dekan. Sie sind einzusehen in den Originalarbeiten bei Herrn Professor Mathis, Herrn Privatdozent Dr.W. Hielscher und in der Bibliothek der Poliklinik und Klinik für Zahn-, Mund- und Kieferkrankheiten der Freien Universität Berlin.

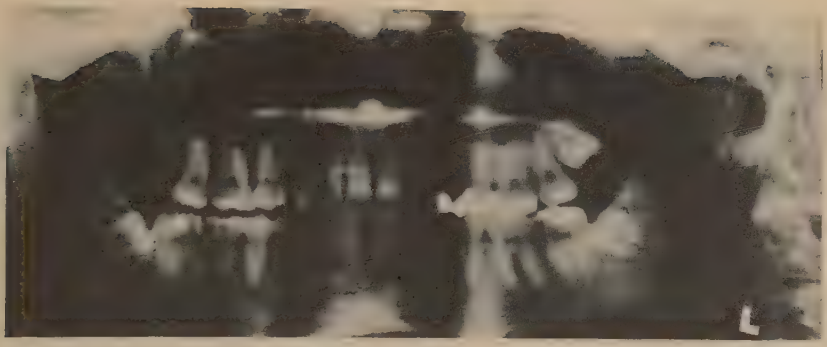

Abb. 27:

Orthopantomogramm aus der Zahnklinik der Universität Helsinki. Mit dem Prototyp des Orthopantomographen aufgenommen. Die dunklen Streifen im Bereich der Eckzähne sind durch den Übergang von einem Drehpunkt zum anderen verursacht und treten bei den verbesserten Konstruktionen nicht mehr auf.

Alle folgenden Aufnahmen wurden mit dem von der Firma Koch & Sterzel (Essen) in der Berliner Klinik und Poliklinik für Zahn-, Mund- und Kieferkrankheiten probeweise aufgestellten Panoramix gemacht.

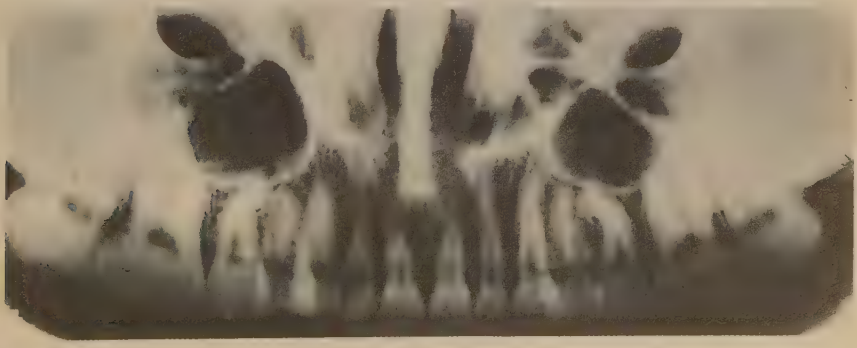

Abb. 28:

Panoramaaufnahme eines normalen Oberkiefers 40 kV 0,5 mA und 0,1 sek, mit Folie.

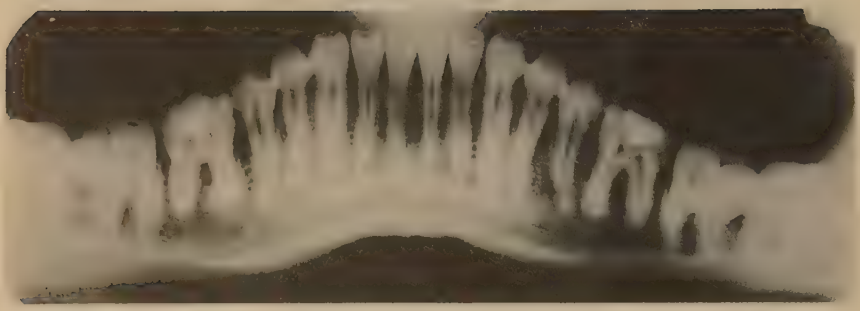

Abb. 29

Panoramaaufnahme eines normalen Unterkiefers 40 kV 0,5 mA 0,12 sek, mit Folie.

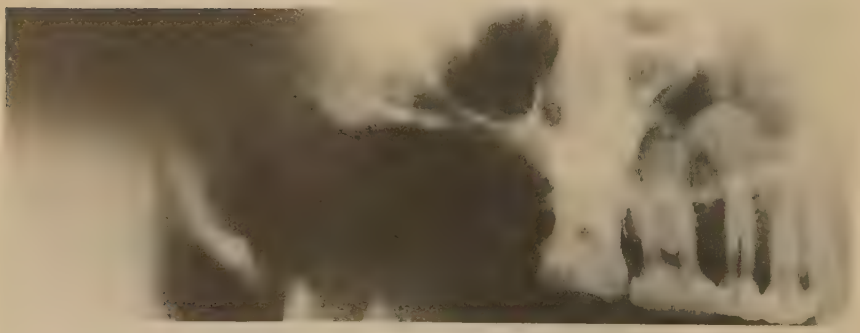

Abb. 33

Exzentrische Aufnahme des Kiefergelenkes (Fokus in der Nähe des Tuber der Gegenseite) 45 kV 0,5 mA 0,15 sek, mit Folie.

Abb. 36:

Zwei Mesiodentes

40 kV 0,5 mA 0,1 sek, mit Folie

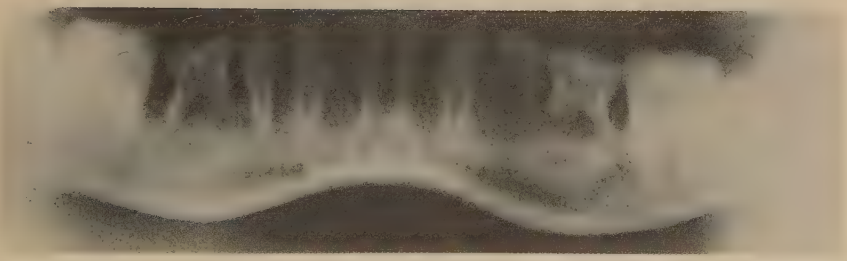

Abb. 37:

Oligodontie des Unterkiefers

40 kV 0,5 mA 0,1 sek, mit Folie

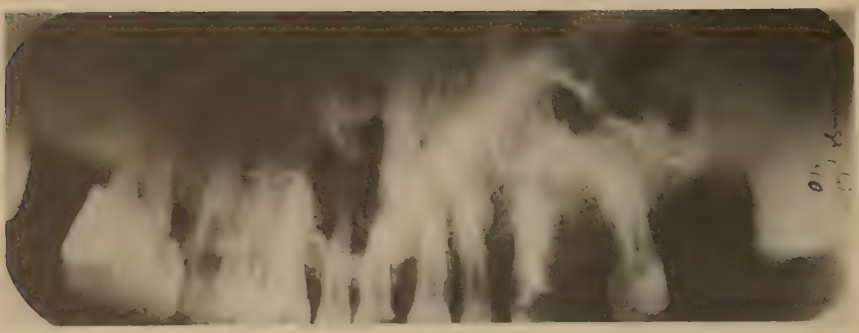

Abb. 39:

Radikuläre Zyste bei /2
40 kV 0,5 mA 0,1 sek,
mit Folie

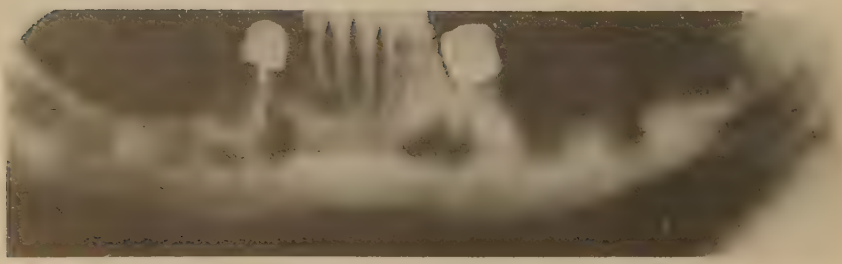

Abb. 41:

Radikuläre Zysten bei $\overline{4}$/, $\overline{2}$/
und /$\overline{4}$. /$\overline{8}$ ist verlagert.
40 kV 0,5 mA 0,12 sek, mit Folie.

DISKUSSION

Die Methode wird sich als nützlich erweisen, wenn es gilt, einen allgemeinen Überblick über die Kiefer zu bekommen. Vor allem der Kieferorthopäde kann im Pantomogramm mit einem Blick sehen, in welcher Höhe die Zähne bzw. Zahnkeime stehen und ob Zahnanlagen fehlen. Abgeänderte Strukturen von gewisser Größe sind zu erkennen. Daher kann das Verfahren in der Kieferchirurgie zur Bestimmung der Lage und Ausdehnung vor allem größerer pathologischer Prozesse gute Dienste leisten.

Die Schärfe eines Pantomogramms erreicht jedoch nicht die einer intraoralen Aufnahme, so daß ein Befund nicht mit der gleichen Sicherheit zu erheben ist. Besonders die Darstellung der Zähne und des Parodontiums ist wegen der geringen Schärfe mangelhaft und einer intraoralen Aufnahme weit unterlegen (allgemeine Unschärfe). Ferner liegen wegen der individuellen Form der Kiefer nicht immer alle Zähne im Bereich der scharf dargestellten Schicht (partielle Unschärfen).

Aus diesen beiden Gründen muß bezweifelt werden, daß das Pantomogramm den Wert eines kompletten Status hat. Deshalb wird man trotz der Vorteile der Pantomographie - geringe Strahlenbelastung des Patienten und Schnelligkeit des Verfahrens - nicht auf den bisher gebräuchlichen intraoralen Status verzichten können.

Auch der hohe Preis der Geräte steht einer Anschaffung für diesen Zweck im Wege.

Das Panoramaverfahren mit Hilfe der Körperhöhlenröhre nach Ott muß günstiger beurteilt werden, weil die Schärfe der Aufnahme fast die Schärfe intraoraler Aufnahmen erreicht. Aber auch hier kann man von einem vollständigen optimalen Zahnstatus nicht reden, weil nicht alle Zähne orthoradial abgebildet werden und weil ganz allgemein nicht jeder Zahn in der bestmöglichen Weise dargestellt wird. Die Einstellung von Film und Röhre bezieht sich summarisch auf den ganzen oberen bzw. unteren

Zahnbogen. Die bei intraoralen Methoden, besonders bei der Rechtwinkeltechnik (7, 8, 9, 12, 12, 14) mögliche genaue Einstellung auf die individuelle Stellung des einzelnen Zahnes und die optimale Ausnutzung der anatomischen und projektivischen Gegebenheiten lassen sich mit den Panoramaverfahren nicht verwirklichen.

Dennoch bedeuten beide Verfahren einen Fortschritt, weil sie die Zahl der diagnostischen Hilfsmittel vermehren: Zur schnellen Übersichtsgewinnung in der Kieferchirurgie und in der Kieferorthopädie werden sie gute Dienste leisten, wobei das Panoramaverfahren nach Ott wegen seiner größeren Schärfe genauere Aussagen zuläßt.

ZUSAMMENFASSUNG

Es wird ein von Paatero entwickeltes Verfahren beschrieben, mit dessen Hilfe man gekrümmte Schichten innerhalb des Körpers - hier die Kiefer - auf einem geraden Film panoramaartig darstellen kann. Das Verfahren, die Pantomographie, ist verwandt mit der Tomographie und beruht auf der Bewegung von Fokus, Objekt und Film gegeneinander.

Es wird festgestellt, daß die Anwendungsmöglichkeit der Pantomographie begrenzt ist. Da es sich um Wischbilder handelt, die erhebliche Bewegungsunschärfen enthalten, ist die Feinstrukturzeichnung und damit die Detailerkennbarkeit mangelhaft, so daß ein Pantomogramm als Status nicht zu gebrauchen ist. Panoramaaufnahmen, die mit Hilfe der Körperhöhlenröhre nach Ott ohne Bewegung entstehen, sind nur bedingt als Status verwendbar. Intraorale Verfahren leisten viel mehr.

In der Kieferchirurgie und der Kieferorthopädie kann man mit Hilfe der Pantomographie zu einer guten Übersicht über die Kiefer gelangen.

LITERATURÜBERSICHT

1. BLACKMANN, S. — Mass dental radiography Radiography XXII 254 (Febr. 1956)

2. BLACKMANN, S. and GREENING, J.R. — Radiation Hazards in dental radiography Brit. Dent. J. 102, 5 (March 1957)

3. CLEMENTSCHITSCH, F. — Röntgendarstellung des Gesichtsschädels Urban u. Schwarzenberg (1948)

4. GEBAUER, A., WACHSMANN, F. — Geometrische Betrachtungen und technische Fragen zur Herstellung transversaler Körperschichtaufnahmen, Rö.-Blätter 2 : 215 (1949)

5. GROSSMANN, — Tomographie I Fortschr. Rö. 51/1 (1935)

6. HIELSCHER, W. — Winkelhalbierungs- oder Rechtwinkeltechnik ZW 9/24 : 693 (1954)

7. " — Rechtwinkeltechnik bei Röntgenaufnahmen der Zähne Rö. u. Laborpraxis H. 12 1955

8. " — Parallelaufnahmeverfahren bei enoralen Zahnaufnahmen DZZ H. 8 1955

9. " — Die Einstellung bei der Rechtwinkeltechnik Z.R. H. 20 1955

10. " — Eine Röntgenaufnahmetechnik für den Praktiker DDZ H. 24 1955

11. " — Rechtwinkeltechnik - eine Aufnahmemethode für die Herstellung intraoraler Röntgenbilder. Rö.-Blätter 9 8/9 : 3 1956

12. " — Das intraorale Röntgenbild oberer Molaren Z.R. H. 11 1956

13. " — Zur Interpretation des Sinus maxillaris im intraoralen Röntgenbild Deutscher Zahnärztekalender Hanser Verl. München 1959

14. " — Röntgenologie, zahnärztliche, Handlexikon der Zahnärztlichen Praxis S. 1010 Medica Verl. Stuttgart, Wien, Zürich (1960)

15. HIELSCHER, W. — Ein kritischer Beitrag zur Systematik und Diagnostik der Kieferfrakturen ZR 69 : 173 (1960)

16. HUDSON, D.C., KUMPULA, J.W. DICKSON, G. — A panoramic x-ray dental machine U.S. Armed Forces M.J. 8 : 46 (Jan. 1957)

17. HUDSON, D.C., KUMPULA, J.W. — Ionisation chambers for radiation data during dental x-ray exposure US Armed Forces M.J. Vol VI No. 8 (August 1955)

18. KNOOP, E.O. — Pantomographie - ihre Grenzen und Möglichkeiten in der Zahnheilkunde. Dissertation in Bonn (Dez. 1955)

19. KORKHAUS, G. — Fortschritte der Zahnärztlichen Röntgenologie (Das Panorex-Gerät) Zahnärztl. Praxis Nr. XII/1 (Jan. 1961)

20. MATHIS, H., HAMMER, F. — Über die Möglichkeiten der Tomographie in der Stomatologie. Zeitschr. f. Stom. 39/20 : 749 (1941)

21. MÜHLREITER, E. — Anatomie des menschlichen Gebisses Felix-Verl. Leipzig (1912)

22. OTT, W. — Panorama-Röntgen SM f. Z. 70 : 822 (1960)

23. PAATERO, Y.V. — A new tomographical method for radiographing curved outer surfaces, Acta Radiol. 32 : 177 (1949)

24. " — Photo-Pantomography - A theoretical Study for combining photoroentgenography and pantomography. Suom. Hammaslääk. Toim. 48 suppl. I 21 (1952)

25. " — Theoretica-experimental study on the origin of the stereoscopic effect in pantomography. Suo. H. T. 50 : 193 (1954)

26. " — Stereoscopic roentgenograms with a single exposure. A new adaption of pantomography. Suo. H. T. 49 : 239 (1953)

27.	PAATERO, Y.V.	Pantomography in theory and use, Acta Radiol. 41 : 321 (April 1954)
28.	"	The principles of the construction and function of the stereopantomograph, Acta Radiol. 43 : 113 (1955)
29.	"	Die Anwendung der Pantomographie für klinische Untersuchungen, Fortschr. Röntgenstr. 82 : 525 (1955)
30.	"	Pantomography in diagnostics of jaw fractures Odont. Tskr. 28 : 30 (1956)
31.	"	Protection of the patient from unnecessary radiation in pantomography Suo. H. T. 53 : 199 (1957)
32.	"	Jaw cysts in stereoscopic roentgenograms Acta. Odont. Skand. 15 : 63 (1957)
33.	"	Pantomography of spherical layers, Acta Radiol. 48 : 181 (1957)
34.	PAATERO, Y.V. und SOILA, P.	Pantomographic differential diagnosis of the mandible Suo. H. T. 54 : 261 (1958)
35.	PAATERO, Y.V.	Pendulous flat cassettes in pantomography Acta Radiol. 49 : 123 (1958)
36.	"	Pantomography of the base of the skull Acta Odont. Skand. 16 : 79 (1958)
37.	"	Pantomography of flat layers Acta Odont. Skand. 16 : 89 (1958)
38.	"	On the shape of vertical surfaces in stereo-pantomography, Acta Odont. Skand. 17 : 79 (1959)
39.	"	On the shape of conical surfaces in stereo-pantomography, Acta Odont. Skand. 17 : 93 (1959)
40.	"	Orthoradial jaw pantomography Ann. med. int. Fenniae 48 : 222 suppl. 28 (1959)
41.	"	Stereoscopy in orthoradial pantomography of the jaws, Acta Radiol. 51 : 449 (1959)

42. PAATERO, Y.V. — Stereoscopic orthopantomograms with a single exposure Odont. tidskr. 68 : 339 (1960)

43. " — Maxillary sinuses in ordinary and orthoradial pantomograms. Suo H. T. 56 : 398 (1960)

44. " — Clinical orthopantomograms Suo. H. T. 57 : 408 (1961)

45. " — Orthopantomografens konstruktion och funktion. Odont. fören. tskr. 24 : 3 (1960)

46. PARMA, C. — Zahnärztliche Röntgendiagnostik Urban u. Schwarzenberg (1929)

47. RAUBER, A. KOPSCH, F. — Lehrbuch und Atlas der Anatomie des Menschen Band I Thieme-Verl. (Stuttgart) (1955)

48. v. RECKOW, J.F. — Untersuchungen zur Filmanordnung bei intraoralen Röntgenaufnahmen als Beitrag zur Verbesserung der Bildgüte. ZR 33 : 1106 (1941)

49. " — Über die Auslegung der Isometrie-regel DZW S. 340 (1936)

50. " — Die Lehren der Zahnröntgenaufnahmen für die praxis DZZ 10 : 334 (1955)

51. " — Ein Beitrag zur Normung des Röntgenstatus DZZ 12 : 1491 (1957)

52. Mc. CALL, S.O., WALD, S.S. und SPORNBERGER, M. — Handbuch der klinischen dentalen Röntgenologie Medica-Verl. (Stuttg. Wien, Zürich) (1959)

Herrn Professor Dr. med. H. Mathis bin ich für die Überlassung des Themas und die hilfsbereite Beratung zu großem Dank verpflichtet.

Herrn Privatdozent Dr. W. Hielscher danke ich für die freundliche Unterstützung.

Mein Dank gilt auch den Damen und Herren des Röntgen- und Photolabors für ihre Hilfe bei der Herstellung der Röntgenbilder.

Lebenslauf

Am 21. Mai 1934 wurde ich, Peter Degener, in Waldenburg/Schlesien geboren. Nach vier Grundschul- und neun Oberschuljahren begann ich im Mai 1955 das Studium der Zahnheilkunde an der Georg August Universität in Göttingen und legte dort im Herbst 1957 die zahnärztliche Vorprüfung ab. Im 6. Semester studierte ich in München. Im Frühjahr 1958 wurde ich zum Studium an der Freien Universität Berlin zugelassen und bestand dort im August 1960 das Staatsexamen.

Photodruck der Photo Copie GmbH.